



Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF)

Universidad Politécnica de Madrid

ANÁLISIS DE LA MARCHA EN MUJERES EMBARAZADAS

Autora: Emma Gómez Estebaranz

Título de Graduado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Departamento de Salud y Rendimiento Humano

Curso 2014/2015



Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (INEF)

Universidad Politécnica de Madrid

ANÁLISIS DE LA MARCHA EN MUJERES EMBARAZADAS

Autora: Emma Gómez Estebaranz

Tutora: María Gómez Jiménez

Título de Graduado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte

Departamento de Salud y Rendimiento Humano

Curso 2014/2015

Índice

1. Introducción.....	1
1.1 El embarazo	1
1.1.1 Cambios anatómicos a lo largo del embarazo.....	1
1.1.2 Consecuencias de los cambios durante la gestación	3
1.1.3 Diferencias entre los distintos trimestres	7
1.2 La marcha humana.....	9
1.2.1 Parámetros espaciotemporales normales	10
1.2.2 Parámetros cinemáticos	11
1.2.3 Fases de la marcha	15
2. Objetivos	19
3. Metodología.....	21
3.1 Muestra seleccionada	21
3.2 Instrumentos y espacio de medida.....	22
3.3 Modelo de marcadores: Plug in Gait	23
3.4 Protocolo de medida.....	27
3.5 Procesamiento de datos	29
3.6 Variables obtenidas	36
4. Resultados	39

4.1	Variables espaciotemporales.....	39
4.1.1	Velocidad y cadencia	39
4.1.2	Tiempos	40
4.1.3	Distancias.....	41
4.2	Variables cinemáticas	43
4.2.1	Movimiento de Pelvis y Centro de Gravedad.....	43
4.2.2	Movimiento de la Cadera	44
4.2.3	Movimiento de la Rodilla.....	45
4.2.4	Movimiento del Tobillo	46
5.	Discusión	47
5.1	Variables espaciotemporales.....	47
5.2	Variables cinemáticas	49
6.	Conclusiones	53
6.1	Limitaciones del estudio	53
7.	Referencias	55
8.	Anexos	57
	Anexo I. Tabla de recogida de datos	59
	Anexo II. Consentimiento informado.....	63

Índice de Figuras

Figura 1. Cambios en la ubicación de los órganos en las embarazadas	2
Figura 2. Distensión de los músculos abdominales	3
Figura 3. Cambio del centro de gravedad	4
Figura 4. Anteversión de la pelvis	5
Figura 5. Horizontalización del sacro, lordosis	5
Figura 6. Parámetros de la marcha.....	11
Figura 7. Movimiento de flexión y extensión de la cadera	12
Figura 8. Movimiento de flexo-extensión rodilla	13
Figura 9. Movimiento de flexoextensión tobillo	13
Figura 10. Representación en el espacio de la línea que forma la intersección de los planos horizontales y verticales para el centro de gravedad	14
Figura 11. Fases de la marcha	15
Figura 12. División de la fase de apoyo	16
Figura 13. División fase de oscilación	17
Figura 14. Plano del pasillo de marcha y disposición de las cámaras	22
Figura 15. Antropómetro pequeño	23
Figura 16. Modelo de marcadores Plug in Gait para miembro inferior	24
Figura 17. Marcadores del tronco	25
Figura 18. Marcadores de la cadera	25

Figura 19. Marcadores de la pierna.....	26
Figura 20. Marcadores del pie	27
Figura 21. Medición de longitud de pierna y longitud de la distancia entre espinas ilíacas anterosuperiores	28
Figura 22. Mediciones de anchura de tobillo y rodilla	28
Figura 23. Ventana auxiliar Workstation para el registro de las medidas	30
Figura 24. Etiquetado de marcadores en modelo estático	31
Figura 25. Etiquetado de marcadores en modelo dinámico	32
Figura 26. Parte inferior de la pantalla	32
Figura 27. Filtro de trayectorias	33
Figura 28. Cálculo de los centros articulares.....	34
Figura 29. Orden de los marcadores y centros articulares	34
Figura 30. Datos de cada fotograma del trial	35
Figura 31. Simplificación de los datos de cada trial	35
Figura 32. Cálculo de la medida de las variables para cada sujeto	36
Figura 33. Parámetros espaciotemporales: Velocidad y cadencia.....	39
Figura 34. Velocidad normalizada en función de la longitud de pierna.....	40
Figura 35. Parámetros espaciotemporales: Tiempos.....	40
Figura 36. Parámetros espaciotemporales: Longitud de paso y de zancada normalizada en función de longitud de pierna.	41
Figura 37. Ancho de paso sin normalizar	42

Figura 38. Ancho de paso normalizado en función a la distancia entre las espinas iliacas anterosuperiores	42
Figura 39. Parámetros cinemáticos: Rango de movimiento de la pelvis en el plano sagital.....	44
Figura 40. Parámetros cinemáticos: Anteversión máxima de la pelvis.....	44
Figura 41. Parámetros cinemáticos: Movimientos de flexo extensión de la cadera	45
Figura 42. Parámetros cinemáticos: Rodilla	46
Figura 43. Parámetros cinemáticos: Tobillo	46

Índice de Tablas

Tabla 1: Análisis del aumento de peso materno durante el embarazo	9
Tabla 2. Características demográficas de la muestra	21
Tabla 3. Exposición y utilidad de los botones principales	33
Tabla 4. Parámetros espaciotemporales: Velocidad y Cadencia.....	39
Tabla 5. Parámetros espaciotemporales: Porcentajes de apoyo y oscilación	40
Tabla 6. Parámetros espaciotemporales: Longitudes	41
Tabla 7. Parámetros espaciotemporales: Ancho de paso	42
Tabla 8. Parámetros cinemáticos: Movimiento del Centro de Gravedad	43
Tabla 9. Parámetros cinemáticos: Movimientos de la pelvis	43
Tabla 10. Parámetros cinemáticos: Cadera.....	44
Tabla 11. Parámetros cinemáticos: Rodilla	45
Tabla 12. Parámetros cinemáticos: Tobillo	46

Resumen

El embarazo se caracteriza por un conjunto de cambios en aspectos fisiológicos, psicológicos, emocionales y mecánicos que pueden afectar a la estructura corporal y a la marcha de las mujeres. El objetivo del presente estudio es evaluar la influencia de los cambios anatómicos en el patrón de la marcha durante el segundo y tercer trimestre de gestación. La muestra seleccionada consta de cinco mujeres gestantes en el segundo y tercer trimestre de embarazo. Los parámetros cinemáticos y espacio-temporales de la marcha fueron medidos en función del periodo de gestación (segundo y tercer trimestre). Los cambios de los parámetros en las mujeres embarazadas fueron también comparados con la marcha normal. El estudio se realizó utilizando el sistema tridimensional de captura de movimiento Vicon, en una única sesión. La velocidad y la cadencia de la marcha en el tercer trimestre del embarazo muestran un aumento significativo en comparación con el segundo trimestre. La anteversión fue significativamente mayor en el periodo de embarazo que en lo descrito en el patrón de la marcha. Los parámetros angulares de la marcha sufrieron cambios principalmente en la cadera, debido a la anteversión. La rodilla muestra diferencias significativas entre el periodo de gestación y el patrón normal de la marcha, manteniendo una ligera flexión durante el contacto inicial. El tobillo mantiene una ligera extensión durante la propulsión para aumentar el empuje. Algunos cambios en los parámetros espacio-temporales y en la cinemática de la marcha aparecen en el embarazo como adaptaciones a la nueva postura y peso corporal.

Abstract

Pregnancy is characterized by a set of physiological, psychological, emotional and mechanical changes that can affect to the corporal structure and to the women's gait. The aim of this study was to investigate the anatomic changes in gait according to the second and third pregnancy periods. The sample consisted in 5 pregnant women selected according to the pregnant period (2nd and 3rd trimester). The kinematic and spatial-temporal parameters of the gait were measured. The changes of the parameters in the pregnant women were also compared with the normal gait. The experiment was performed with the use of the optoelectronic Vicon System during one test session. The gait velocity and cadence in the third trimester of pregnancy showed an important increase compared with the second trimester. The anteversion was greater in the pregnancy than in the normal gait patron. Angular parameters of gait were changed mainly for the hip joint, because of the anteversion. The knee showed differences between the pregnancy period and normal gait, keeping a slight flexion during the contact phase. The ankle keeps a slight extension during the propulsion to improve the force. Some changes appear in the data obtained for spatial-temporal gait characteristics and angular gait kinematics as adaptations at the pregnancy because of the new posture and corporal weight.

1. Introducción

El empleo de nuevas tecnologías para el estudio del movimiento ha ido cobrando importancia a medida que se han ido introduciendo técnicas de análisis más sofisticadas y se han ido diseñando programas informáticos que permiten analizar de manera más estricta los datos. La marcha humana es una actividad compleja, que requiere de equilibrio y coordinación, y su estudio es una herramienta muy útil para la observación de mecanismos compensatorios ante patologías o cambios corporales.

Durante el embarazo, en la mujer aparecen cambios corporales que desencadenan un desequilibrio corporal ante el cual se crean mecanismos compensatorios. En este trabajo, se hará uso del estudio de la marcha para analizar los cambios y sus consecuentes compensaciones en mujeres embarazadas.

1.1 El embarazo

La mujer experimenta numerosos cambios durante su etapa de gestación, que afectan a sus mecanismos de movimiento y equilibrio de manera sustancial. A medida que el embarazo avanza, estos cambios se intensifican y terminan desencadenando una serie de procesos compensatorios que buscan el equilibrio corporal. A continuación, se expondrán los diferentes cambios anatómicos que surgen durante el embarazo y las consecuentes compensaciones que aparecen.

1.1.1 Cambios anatómicos a lo largo del embarazo

El primer cambio que se produce en la mujer es la preparación de la parte del cuerpo que recogerá al feto. Ese departamento es lo que se conoce como útero. Según Gloria Penagos (1997) (citada por Arboleda, Gallo, & Molina, 2005), el útero experimenta hipertrofia y nueva formación muscular. El peso de este cambia de 40-60 g hasta 1.200 g. En total, sus fibras aumentan 500 veces su tamaño original; el flujo sanguíneo uterino aumenta hasta 600 cc por minuto; el cuello uterino aumenta la capacidad de distenderse y su vascularización; las trompas uterinas cambian su dirección de adelante hacia atrás; los ovarios incrementan su tamaño por la retención

de líquidos, por la vascularización y por la presencia del cuerpo lúteo hasta la semana 14 de gestación.

Este aumento de tamaño provoca el desplazamiento de los órganos abdominales, se eleva el estómago, y disminuye su tono y motilidad. También se produce una elevación del diafragma y del hígado (Carreras, Guiralt, del Pozo, & de Sostoa, 1995). Esta elevación del diafragma a medida que crece el feto puede llegar a ser de hasta 4 cm de acuerdo con Arboleda, Gallo, & Molina (2005). Estos mismos autores sostienen que se incrementa el diámetro torácico inferior en 2 cm y la circunferencia torácica en unos 6 cm, el corazón se desplaza hacia arriba y ligeramente hacia la izquierda y su tamaño parece agrandarse hasta un 12%.

Este aumento del tamaño del útero, de los ovarios, del corazón y las mamas, y el desplazamiento del hígado y el diafragma provoca una modificación en las presiones que sufren los órganos internos, cambiando la ubicación de alguno de ellos como la de los pulmones, el estómago y el intestino (Figura 1).

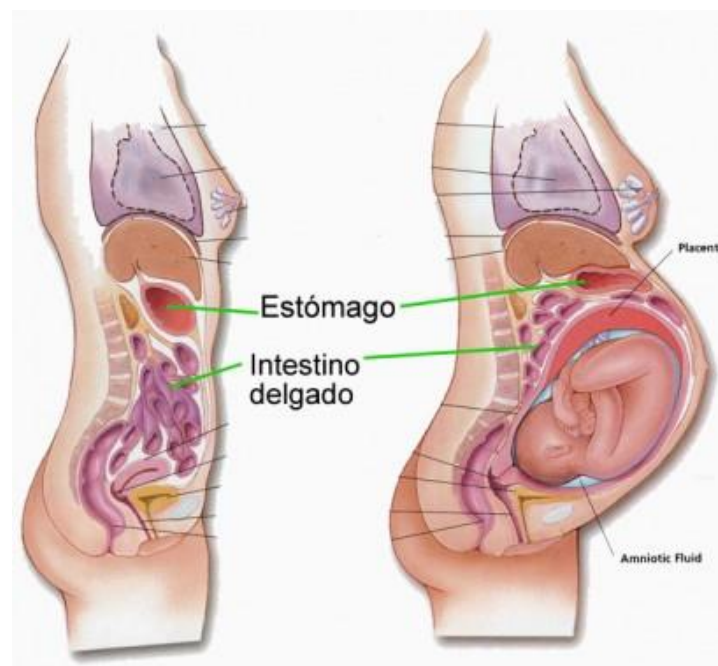


Figura 1. Cambios en la ubicación de los órganos en las embarazadas (Voxcorpore, 2013)

Otro cambio que provoca el aumento de peso y sus derivadas consecuencias, es el que se produce en la región del tórax. En esta zona, según señala Penagos (1997)

(citado por Arboleda et al. 2005), las mamas aumentan su peso, producto de la hipertrofia e hiperplasia por la acción de los estrógenos, y la proliferación de las células secretoras por la acción de la progesterona. Además, las células alveolares proliferan ampliamente y acumulan gradualmente gotas de grasa, a lo que se añade el aumento de la vascularización.

El sistema endocrino influye en tanto que el aumento de la hormona relaxina provoca una distensión de ligamentos y permite una mayor movilidad en las articulaciones sacro-iliacas, sacro-coccígea y púbica.

1.1.2 Consecuencias de los cambios durante la gestación

A causa de los numerosos cambios que se producen en el cuerpo, la gestante asume una postura que le ayuda a compensar los desequilibrios a los que se ve sometida. Algunas de estas posturas o compensaciones, como el aumento de la lordosis lumbar o la anteversión de la pelvis, se desarrollarán en este apartado.

Los cambios en la ubicación de algunos órganos y de, en algunos casos, su tamaño, provocan adaptaciones compensatorias. Estos cambios producen un aumento del volumen abdominal, que según Carreras, Guiralt, del Pozo, & de Sostoa (1995), puede llegar a ser hasta de un 70% al final del embarazo. Esto supone un aumento del esfuerzo del músculo cuadrado lumbar y la distensión de los músculos del periné y recto anterior del abdomen (Figura 2).

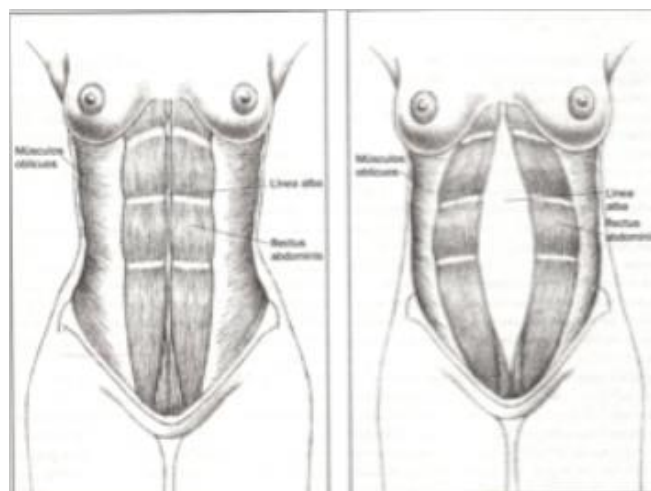


Figura 2. Distensión de los músculos abdominales (Bihotza. Salud y energía, 2012)

Otra consecuencia que se suma a este aumento del volumen abdominal, es el desplazamiento del centro de gravedad en la estática de la mujer. Este, se desplaza hacia adelante para contrarrestar el cambio que se presenta en la región anterior del tronco, lo que provoca un aumento de la lordosis lumbar (Arboleda, Gallo, & Molina, 2005) (Figura 3). A esto, Carreras, Guiralt, del Pozo, & de Sostoa (1995) añaden que la cabeza y el tronco de la embarazada se proyectan hacia atrás como forma de compensación, exagerándose de manera progresiva esa lordosis lumbar previamente mencionada. Ello provoca al mismo tiempo un cambio en la marcha que hace que sea más lenta y pesada, separando los pies para aumentar el equilibrio y basculando el cuerpo lateralmente, sobre todo en las últimas semanas del embarazo.

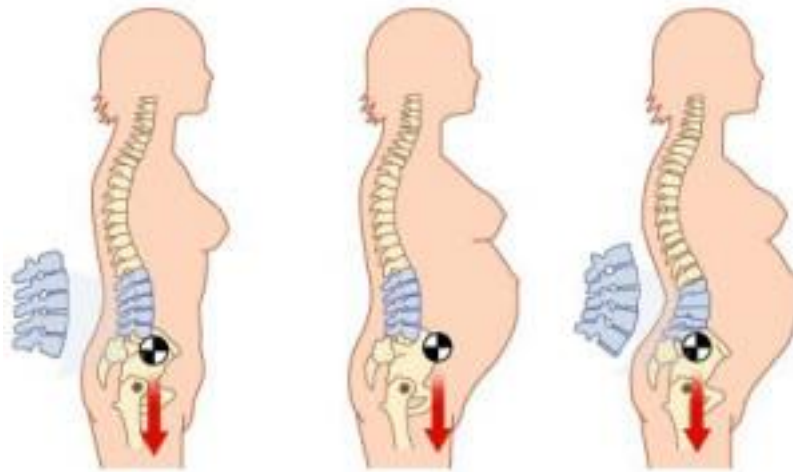


Figura 3. Cambio del centro de gravedad (eFisioterapia.net, 2001-2015)

Por otro lado, según señala Arboleda, Gallo, & Molina (2005), el incremento de peso en la región anterior del abdomen produce la anterioridad iliaca, entendida como el movimiento de rotación anterior que realiza el ala iliaca alrededor de la cabeza del fémur. Esta anteversión de la pelvis hace que la línea imaginaria que une las espinas iliacas anterosuperiores con las espinas iliacas posterosuperiores, se haga oblicua hacia abajo y adelante (Figura 4).

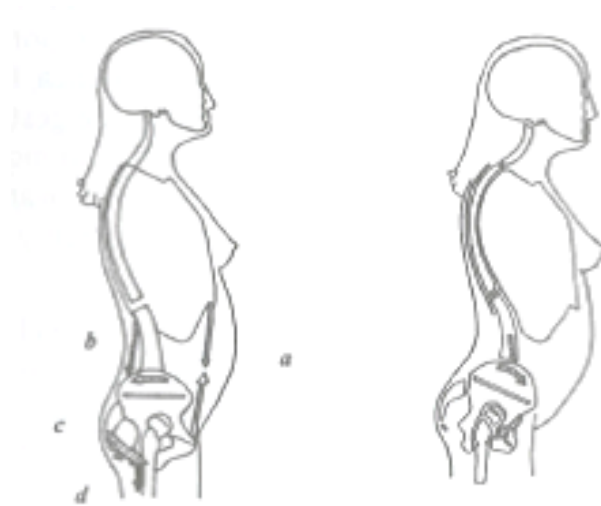


Figura 4. Anteversión de la pelvis (Carreras, Guiralt, del Pozo, & de Sostoa, 1995)

Esta anteversión protege la parte inferior de la pelvis de las presiones abdominales y, como consecuencia, el sacro adquiere una posición horizontal, la proyección vertical de la columna lumbar disminuye y el apoyo en el disco intervertebral es posterior, disminuyendo así el espacio intervertebral (Figura 5). Además, la anteversión de la pelvis a nivel de las extremidades inferiores puede generar una hiperextensión de las rodillas. (Busquet, 1994; citado por Arboleda, Gallo, & Molina, 2005). Para Arboleda, Gallo, & Molina (2005), esta anteversión de la pelvis se ve incrementada a causa del sistema endocrino, ya que genera un desequilibrio muscular debido a la distensión de ligamentos provocada por la relaxina.

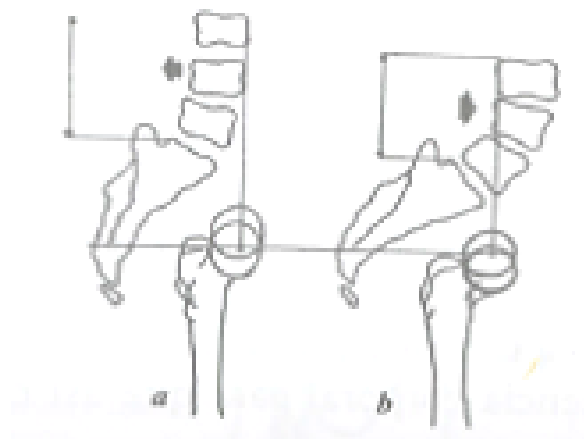


Figura 5. Horizontalización del sacro, lordosis (Carreras, Guiralt, del Pozo, & de Sostoa, 1995)

Como consecuencia del aumento del volumen abdominal y la anteversión de la pelvis, se generan adaptaciones posturales en la gestante, progresivos a medida que avanza el embarazo, que se caracterizan por la acentuación de las diferentes curvaturas de la columna vertebral. Es principalmente en el tercer trimestre de la gestación, cuando se incrementan las curvaturas, tanto cifótica dorsal, como las lordóticas, cervical y lumbar.

La hiperlordosis lumbar, que se manifiesta como consecuencia del aumento de peso y anteversión de las pelvis previamente mencionadas, provoca la sobrecarga de los últimos discos lumbares, que se agrava por la descalcificación ósea que suele presentarse en el embarazo. Esto puede ser causa de importantes lumbociatalgias, que se conoce como el dolor lumbar y del nervio ciático (Carreras, Guiralt, del Pozo, & de Sostoa, 1995).

Los cambios en la zona pélvica, abdominal y lumbar provocan un desequilibrio muscular protagonizado por el acortamiento en algunos grupos musculares: músculos flexores plantares del tobillo; los flexores, aductores y rotadores externos de cadera; los aductores de hombro y extensores de tronco. A su vez ocurre un debilitamiento de otros grupos musculares: los extensores y flexores de rodilla; los extensores y abductores de cadera; los músculos del suelo pélvico, los flexores del tronco y los aductores de la escapula (Busquet 1994, citado por Arboleda, Gallo, & Molina, 2005).

Desde un punto de vista biomecánico, la postura que asume la gestante esta referenciada de manera estática o dinámica. Con relación a la estática, se plantea que el músculo no es el responsable de ella, porque gasta demasiada energía y además no está formado para trabajar constantemente. Se le da, en cambio, gran importancia al tejido conjuntivo, especialmente el de las vainas, láminas, tendones, ligamentos, capsulas, aponeurosis, periostio, envoltorios, entre otros, ya que participan en el papel de la verticalidad del ser humano e igualmente en la conducción del movimiento (Busquet 1994, citado por Arboleda, Gallo, & Molina, 2005).

La estática del ser humano depende de la relación continente- contenido y de las presiones internas que se desprenden de ella. En la gestante, al desequilibrio anterior

se suma una redistribución del peso corporal. Aunque está repartido por todo el cuerpo, la mayor parte del peso extra se localiza en el tronco. Ricardo Fescina (1997) (citado por Arboleda, Gallo, & Molina, 2005) indica que el promedio de ganancia del peso total es de 9 a 12,5 kg y se distribuye de la siguiente manera: 4 kg en las primeras 20 semanas, y posteriormente 500 g por semana en la segunda mitad de la gestación. La ganancia de peso en kilogramos se distribuye así: el ser intrauterino 3,4; placenta 0,6; líquido amniótico 0,8; útero 1,2; volumen sanguíneo 1,5; líquido intersticial 1,5; grasas 3,3 y mamas 1,5.

Otras consecuencias que remarcan Carreras, Guiralt, del Pozo, & de Sostoa (1995) por el aumento de peso, es la repercusión en las extremidades inferiores, sobrecargando las rodillas, los tobillos y los pies. El pie, como consecuencia del aumento del peso corporal, tiende a disminuir el arco plantar debiendo compensarse este cambio con un sobreesfuerzo del tibial posterior.

En un estudio sobre la evaluación de la cinemática del tronco en mujeres embarazadas, McCrory, Chambers, Daftary, & Redfern (2014) encontraron un movimiento lateral mayor del tronco durante cada zancada. Argumentan que las mujeres embarazadas del tercer trimestre demostraron una mayor translación lateral del tronco, por el aumento del movimiento de un lado a otro de los marcadores situados en las vértebras C7 y L4. Remarcan que este movimiento lateral está relacionado con el incremento de la anchura de paso. Se cree que este incremento surge a consecuencia de las adaptaciones biomecánicas que aparecen por la variación de la antropometría en las mujeres embarazadas. Chamberlin et al. (2005) (citado por McCrory, Chambers, Daftary, & Redfern, 2014) afirma que este incremento del ancho de paso aparece como mecanismo compensatorio para aumentar la estabilidad frontal y disminuir el riesgo de caída.

1.1.3 Diferencias entre los distintos trimestres

El aumento de peso en la región anterior del abdomen, la abertura de la parte inferior de la pelvis y la anteversión de la misma, el desequilibrio muscular, la acción de la hormona relaxina sobre los ligamentos y los cambios en la curvatura de la columna,

ocasionan en algunas mujeres al final de la gestación variación en la marcha y desplazamientos lentos. Todos estos cambios, junto con sus compensaciones o consecuencias, se acentúan a medida que avanza el periodo de gestación. Por este motivo la muestra se reduce a mujeres en el segundo o tercer trimestre de gestación, sin incluir el primero, donde esos cambios corporales apenas se aprecian.

Durante el primer trimestre de gestación la madre puede sentir malestar debido a los cambios hormonales que alteran el funcionamiento normal del organismo. Generalmente se presenta la ansiedad para adaptarse y aceptar el nuevo estado. Son comunes molestias como mareos, náuseas, vómitos y sueño excesivo (Arteaga, 2007). Estos cambios, fisiológicos en su mayoría, no provocan cambios en la marcha de la gestante ni compensaciones en su postura.

Según apunta Arteaga, no es hasta el segundo trimestre cuando las molestias iniciales disminuyen y los cambios físicos empiezan a ser notorios. En el tercer trimestre comienza de nuevo el malestar físico debido al peso, pueden presentarse calambres, estreñimiento, cansancio y malestar. A esto se le suma el correspondiente aumento de peso, que provoca las mayores diferencias entre un trimestre y otro.

Según señalan De Miguel y Sánchez (2001) (citados por Barakat, 2007) existe un aumento de peso progresivo y compartimentado (Tabla 1).

En las mujeres sanas, en la primera mitad de la gestación la principal ganancia observada corresponde al acúmulo de los depósitos grasos y a las modificaciones en el organismo materno, siendo porcentualmente poco importante la contribución que realiza al total la ganancia de peso fetal. Conforme progresa el embarazo, la ganancia de peso se debe fundamentalmente al crecimiento fetal y menos a las modificaciones en el organismo materno.

Es el peso, por tanto, la principal diferencia entre los trimestres, y el principal causante de las diferentes adaptaciones que sufre el cuerpo de la mujer.

Tabla 1: Análisis del aumento de peso materno durante el embarazo (Barakat, 2007)

	10 semanas	20 semanas	30 semanas	40 semanas
Feto	5	300	1500	3400
Placenta	20	170	430	650
Líquido amniótico	30	350	750	800
Útero	140	320	600	970
Mamas	45	180	360	405
Sangre	100	600	1300	1250
Líquido intersticial	0	30	80	1680
Depósitos de grasa	310	2050	3480	3345
Aumento total	650	4000	8500	12500

1.2 La marcha humana

Para Sanchez y otros (1999), se define la marcha humana como el proceso de locomoción en el cual el cuerpo, en posición erguida, se mueve hacia adelante, siendo su peso soportado, alternativamente, por ambas piernas. Mientras el cuerpo se desplaza sobre la pierna de soporte, la otra pierna se balancea hacia adelante como preparación para el siguiente apoyo.

El ser humano aprende a caminar de forma natural, experimentando con su cuerpo hasta alcanzar el estilo propio. A pesar de la individualidad de este proceso, existen tales semejanzas entre sujetos distintos que puede hablarse de un patrón de marcha humana normal. También pueden determinarse las modificaciones que dicho patrón experimenta debido a la influencia de diversos factores, intrínsecos o extrínsecos al sujeto, y, sobretodo, bajo determinadas condiciones patológicas.

En este trabajo se tratará de registrar y detectar esos cambios en la ejecución de la marcha durante la etapa de embarazo, para su posterior análisis y comparación con el patrón normal de la misma. Para ello se estudiarán diferentes variables durante la marcha mediante la utilización del sistema óptico de captura y análisis tridimensional movimiento humano VICON.

1.2.1 Parámetros espaciotemporales normales

La marcha humana es un proceso de locomoción cíclico en el que la unidad utilizada para su estudio es el ciclo de marcha o zancada. Se define como la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas del contacto del talón con el suelo. Se determina como principio del ciclo el instante en que uno de los pies toma contacto con el suelo, habitualmente a través del talón. Por su parte, el pie contrario experimentaría la misma serie de acontecimientos que el derecho, desplazados en el tiempo por medio ciclo (Sanchez, y otros, 1999).

Durante un ciclo de marcha completo, cada pierna pasa por una fase de apoyo, durante la cual el pie se encuentra en contacto con el suelo, y por una fase de oscilación, en la cual el pie se halla en el aire, al tiempo que avanza, como preparación para el siguiente apoyo. La fase de apoyo comienza con el contacto del talón y finaliza con el despegue del antepie. La fase de oscilación comienza con el despegue del antepie y termina con el siguiente contacto con el suelo. En relación a la duración del ciclo de marcha, la fase de apoyo constituye, en condiciones de normalidad, alrededor de un 60% del ciclo. Por consiguiente, la fase de oscilación representa el 40% restante (Viel, 2002).

Lo mismo sucede para el miembro contralateral, desplazado un 50% en el tiempo, lo que revela la existencia de dos fases de apoyo bipodal de un 10% de duración cada una. Esto es importante ya que la duración relativa de cada una de estas fases depende fuertemente de la velocidad, disminuyendo la proporción de la oscilación frente al apoyo al disminuir la velocidad, alargándose progresivamente los periodos de doble apoyo. El periodo de apoyo monopodal se define como el intervalo durante el cual tan solo un miembro se encuentra sobre el suelo, estando el miembro contralateral en su fase de oscilación. (Sanchez, y otros, 1999).

La longitud de zancada es la distancia medida entre dos apoyos consecutivos del mismo pie, a lo que se define como ciclo de la marcha. Esta se diferencia de la longitud de paso, que es la distancia, medida en la dirección de progresión, que separa el apoyo inicial de un pie del apoyo inicial del otro pie (Figura 6). A su vez, el tiempo de paso es

el tiempo transcurrido entre el contacto inicial de uno de los pies y el contacto inicial del pie contralateral (Sanchez, y otros, 1999).

La separación lateral entre los apoyos de ambos pies se denomina anchura de paso, anchura del apoyo o base de sustentación (Figura 6).

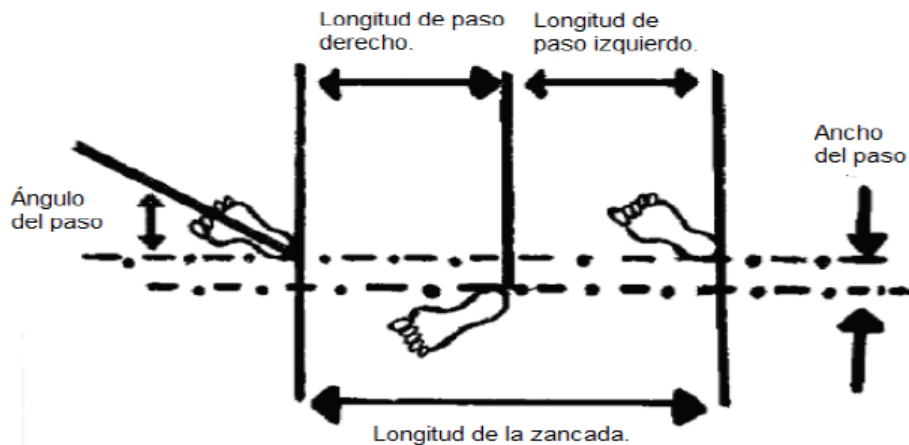


Figura 6. Parámetros de la marcha (Saucedo Romero, 2009)

1.2.2 Parámetros cinemáticos

A continuación, se describen los parámetros cinemáticos de la marcha. Saunders et al. (1953) (citado por Sanchez, y otros, 1999) identificaron seis mecanismos fundamentales de optimización de la marcha, que reducen las oscilaciones del centro de gravedad del sujeto. Se denominan también determinantes de la marcha.

El primer mecanismo es la rotación pélvica en el plano transversal. La rotación de la pelvis, adelantando la cadera al tiempo que se produce la flexión, y retrasándola en la extensión, introduce un desplazamiento hacia delante adicional al que habría sin esta rotación. Para una longitud de paso fija, esto supone una menor flexo-extensión de cadera y, en consecuencia, una menor oscilación vertical del tronco, suavizando la trayectoria del centro de masas y el impacto con el suelo. A cadencia libremente seleccionada, esta rotación es de 4° alternativamente, hacia cada lado. Johnson y Smidt (citados por Viel, 2002) han cifrado la extensión máxima de cadera en 15° (Figura 7).

En visión frontal o posterior, se observa un descenso o frenado de la pelvis hacia el miembro oscilante, de entre 4° y 6° ; una lateralización hacia el pie de apoyo de 2,5 cm de media; y una rotación alrededor de la cabeza femoral en carga, entre 5° y 8° según las circunstancias (Viel, 2002). De este modo, las oscilaciones verticales del centro de gravedad disminuyen, constituyendo así el segundo mecanismo de optimización. Para que este movimiento sea viable, se produce una flexión de rodilla y una dorsiflexión de tobillo, para realizar la oscilación sin colisionar con el suelo (Sanchez, y otros, 1999).

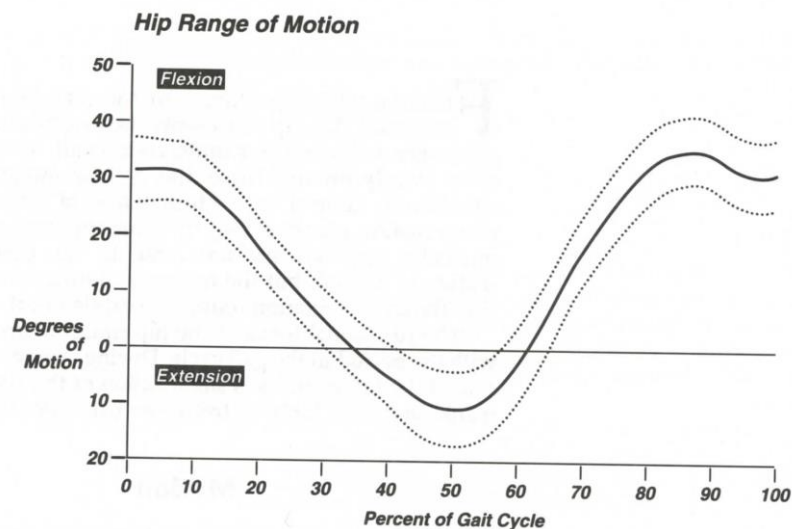


Figura 7. Movimiento de flexión y extensión de la cadera (Perry, 1992)

En el momento del contacto del talón, la rodilla se halla en extensión completa; inmediatamente, y tan pronto como el pie se apoya plano en el suelo, se flexiona de 15° a 20° (Plas, Viel, & Blanc, 1996) (Figura 8). Esta flexión reduce la oscilación vertical de la cadera en su movimiento de flexo-extensión, acortando la longitud de la pierna y convirtiéndose de esta manera en el tercer mecanismo de optimización. Después de la mitad del apoyo, la rodilla se extiende de nuevo ligeramente. Durante el impulso con el antepié, la rodilla se flexiona de nuevo (60°) (Plas, Viel, & Blanc, 1996).

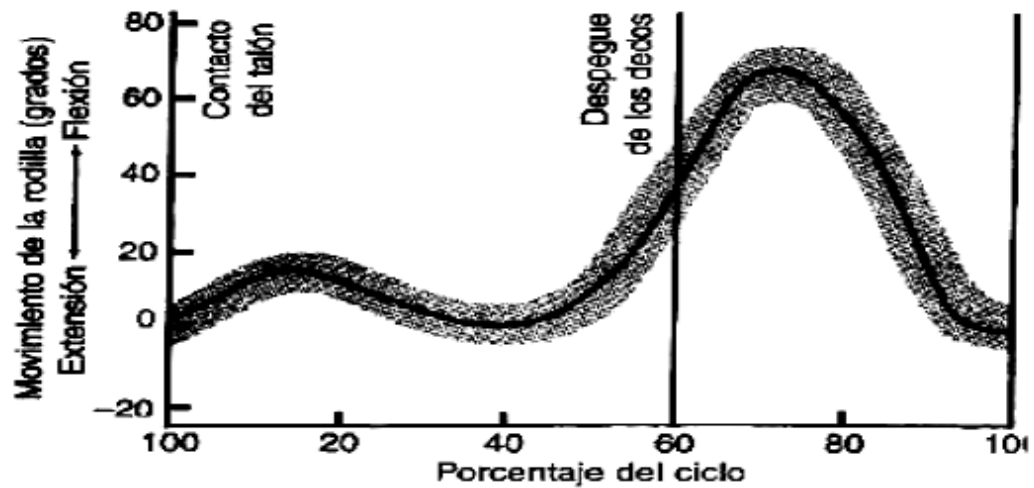


Figura 8. Movimiento de flexo-extensión rodilla (Saucedo Romero, 2009)

Según Plas, Viel, & Blanc (1996), durante la fase de apoyo, el tobillo experimenta una flexión dorsal alrededor de 10° para terminar de apoyar el pie completamente; en la fase de avance, el tobillo se eleva respecto al suelo, pero el pie no se levanta siendo la dorsiflexión nula. El pie contacta con el suelo a 90° de flexión sobre la pierna, representando un alargamiento efectivo del miembro en un instante en el que la altura de la cadera es mínima, debido a la flexión de la misma (Figura 9) (Sanchez, y otros, 1999).

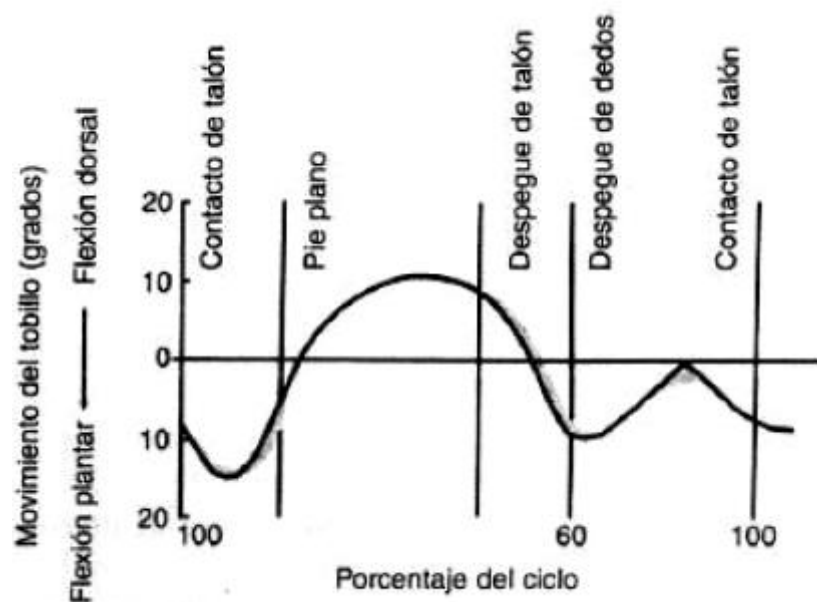


Figura 9. Movimiento de flexo-extensión tobillo (Saucedo Romero, 2009)

El sexto mecanismo de optimización de la marcha persigue la reducción del desplazamiento lateral del centro de gravedad. Este se determina por la relación de la angulación fisiológica en valgo de rodilla junto con una aducción de cadera que reducen la anchura del paso y, en consecuencia, el excesivo desplazamiento lateral de la pelvis. La amplitud normal de este movimiento lateral del centro de masas corporal es de 2 cm a 2,5 cm hacia cada lado (Sanchez, y otros, 1999).

Como se ha señalado previamente, estos movimientos de pelvis, rodilla y tobillo influyen en los movimientos del centro de gravedad. El simple examen de perfil permite observar una sucesión de elevaciones y descensos de la cabeza durante la progresión hacia delante. Estas variaciones representan el desplazamiento del centro de gravedad en un plano sagital. De la misma manera, si observamos al sujeto de frente, se puede comprobar un desplazamiento alternativo de la cabeza hacia el lado del miembro con carga. Se trata del desplazamiento del centro de gravedad en el plano frontal. En su progresión hacia delante, el centro de gravedad sigue una curva sinusoidal de escasa amplitud ($\pm 50\text{mm}$), tanto en el plano frontal como en el sagital (Figura 10).

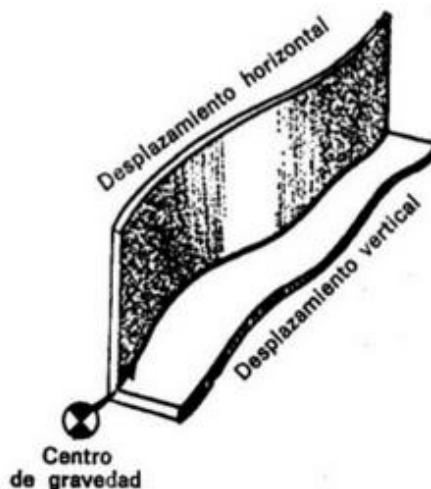


Figura 10. Representación en el espacio de la línea que forma la intersección de los planos horizontales y verticales para el centro de gravedad (Plas, Viel, & Blanc, 1996)

1.2.3 Fases de la marcha

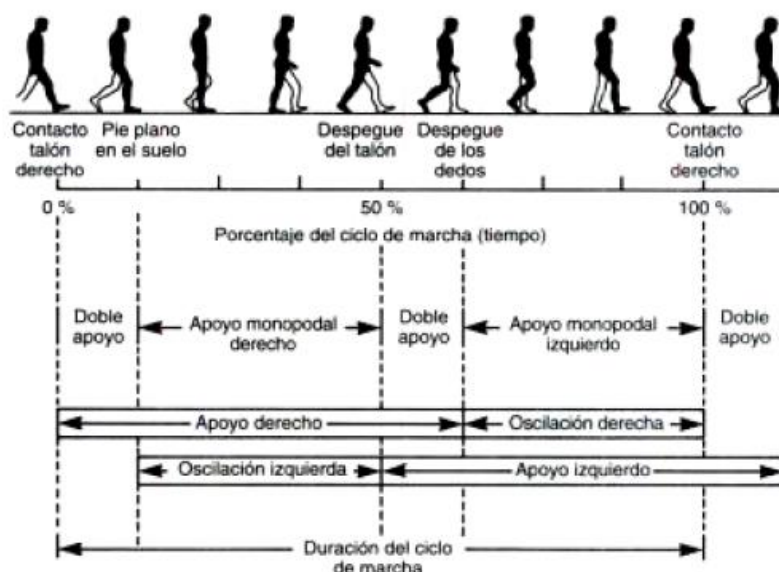


Figura 11. Fases de la marcha (Saucedo Romero, 2009)

Anteriormente, se definió el ciclo de la marcha como patrón periódico característico de la forma de locomoción humana. Se adoptó como origen del ciclo el instante de toma de contacto de uno cualquiera de los miembros con el suelo. La zancada, constaba de dos fases: la fase de apoyo y la fase de oscilación (Figura 11). Una subdivisión de estas fases determinada por Perry (1992) considera el apoyo compuesto por cinco periodos elementales, y la oscilación formada por otros tres. Los intervalos que las definen son valores medios para cadencia libremente seleccionada.

La fase de apoyo está formada, entonces, por la fase de contacto inicial (CI) del 0% al 2%; fase inicial de apoyo (AI) del 0% al 10%; la fase media del apoyo (AM) del 10% al 30%; la fase final del apoyo (AF) del 30% al 50% y la fase previa a la oscilación (OP) del 50% al 60% (Figura 12). La fase de oscilación está formada, a su vez, por la fase inicial de la oscilación (OI) del 60% al 73%; la fase media de la oscilación (OM) del 73% al 87%; y la fase final de la oscilación (OF) del 87% al 100% (Figura 13).

La fase de contacto inicial (CI) constituye la toma de contacto del pie con el suelo con el objetivo de posicionar el miembro para iniciar el apoyo. La fase inicial del apoyo (AI) se identifica con el primer periodo de doble apoyo, que transcurre entre el instante de contacto inicial y el despegue del antepié del miembro contralateral. En

esta fase, el miembro inferior debe absorber el impacto inicial, manteniendo al mismo tiempo la estabilidad del apoyo y la progresión. La fase media del apoyo (AM), constituye la primera parte del apoyo monopodal y se prolonga hasta el instante de despegue del talón. Su finalidad es la progresión del cuerpo sobre el pie estacionario, mientras se mantiene la estabilidad del miembro y el tronco. La segunda parte del apoyo monopodal se denomina fase final del apoyo (AF) y comienza con el despegue del talón y finaliza cuando el miembro contralateral contacta con el suelo. En esta fase el cuerpo sobrepasa el pie de soporte, cayendo hacia adelante. La fase previa a la oscilación (OP) marca el inicio del segundo periodo de doble apoyo con el contacto inicial del miembro contralateral y termina con el despegue del antepié. Su función es preparar al cuerpo para realizar la oscilación (Sanchez, y otros, 1999) (Figura 12).

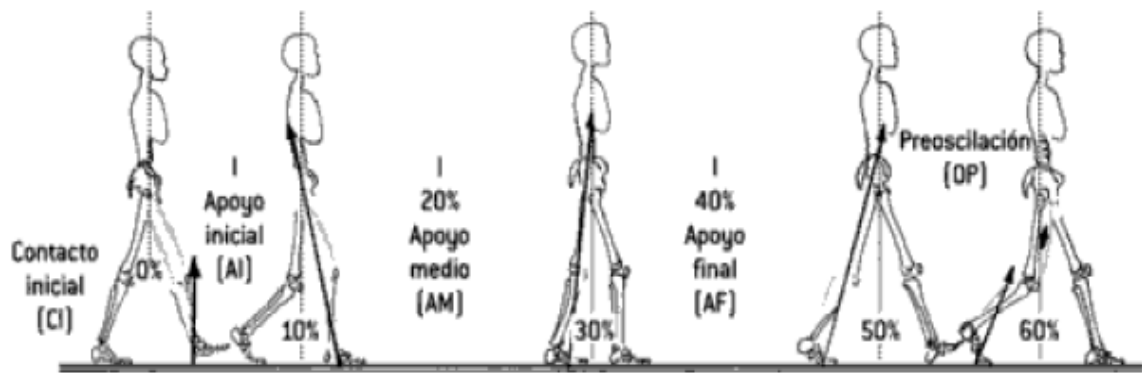


Figura 12. División de la fase de apoyo (Saucedo Romero, 2009)

La fase inicial de oscilación (OI) corresponde al primer tercio del periodo de oscilación. Comienza con el despegue del miembro y termina en el momento en que éste alcanza el miembro contralateral. La fase media de oscilación (OM) comienza cuando ambos miembros se cruzan y finaliza cuando la tibia oscilante alcanza una posición vertical, ya sobrepasado el miembro de apoyo. El ciclo finaliza con la fase final de oscilación (OF), limitada por el siguiente contacto del miembro con el suelo, que da paso a una nueva zancada (Sanchez, y otros, 1999) (Figura 13).

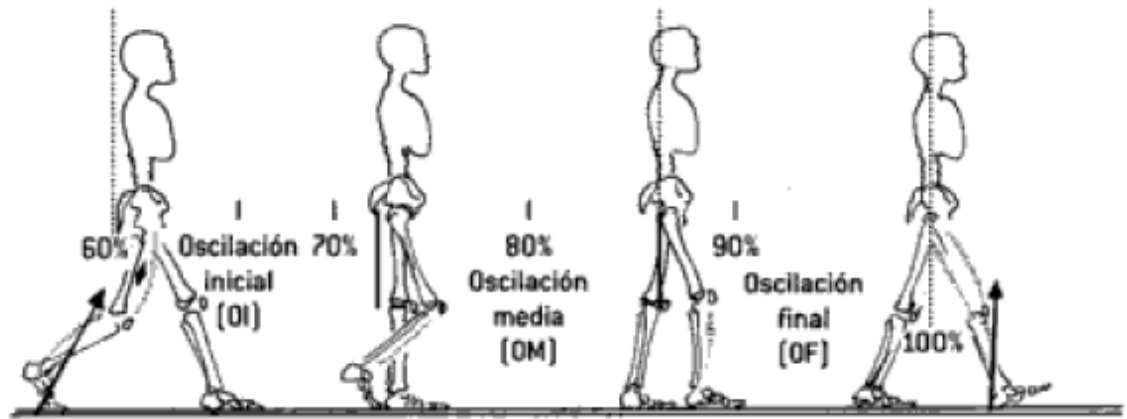


Figura 13. División fase de oscilación (Saucedo Romero, 2009)

2. Objetivos

- Evaluar la influencia de los cambios anatómicos en el patrón de la marcha durante el segundo y tercer trimestre de gestación.
- Utilizar el sistema de análisis de movimiento para la caracterización de la marcha en embarazadas para determinar y describir la existencia de un patrón de marcha, obtenido en un laboratorio de análisis de movimientos.
- Analizar variables biomecánicas cuantificables que distingan la marcha en embarazadas de la marcha normal.

3. Metodología

Con el fin de conseguir los objetivos anteriormente marcados se ha utilizado el material, el método y los sujetos que a continuación se describen.

3.1 Muestra seleccionada

Para este trabajo se seleccionaron como sujetos de estudio a mujeres que estuvieran en el segundo o en el tercer trimestre de gestación. Se estudiaron 5 mujeres sin patología del sistema locomotor, tres mujeres en el segundo trimestre (34.67 ± 2.89 años; 76.33 ± 4.99 kg y 173.00 ± 13.11 cm) y dos mujeres en el tercer trimestre de gestación (32.00 ± 2.83 años; 66.25 ± 0.92 kg y 163.00 ± 4.24 cm) (Tabla 2).

Tabla 2. Características demográficas de la muestra

SUJETO	SEM	EDAD	PESO	ALTURA
03TR2	13	33	70,6	175
02TR2	23	33	78,7	159
05TR2	24	38	79,7	185
06TR3	38	34	65,6	166
01TR3	40	30	66,9	160

El estudio se centra en el análisis del segundo y tercer trimestre, excluyendo el primer trimestre por diferentes causas. La dificultad de encontrar sujetos en el primer trimestre de gestación se debe fundamentalmente al desconocimiento que tiene la mujer de su estado, a la discreción con la que se trata en un primer momento y al anuncio únicamente a un círculo familiar más cercano o por escasa o nula participación en actividades para embarazadas en centros especializados o gimnasios. Además, los escasos cambios anatómicos durante este periodo, referenciados con anterioridad en la introducción de este trabajo, hacen que se haya elegido mujeres del segundo y del tercer trimestre.

3.2 Instrumentos y espacio de medida

Las pruebas de análisis de la marcha se realizaron en el Laboratorio de Biomecánica de la Facultad de la Actividad Física y Deporte de Madrid (INEF) perteneciente a su vez a la Universidad Politécnica de Madrid. El espacio cuenta con un pasillo de marcha con cámaras del sistema VICON (Vicon Motion System, Oxford, UK). Tiene una longitud de 10 metros. Las seis cámaras están alrededor de este pasillo, situadas tres a cada lado del pasillo (Figura 14).

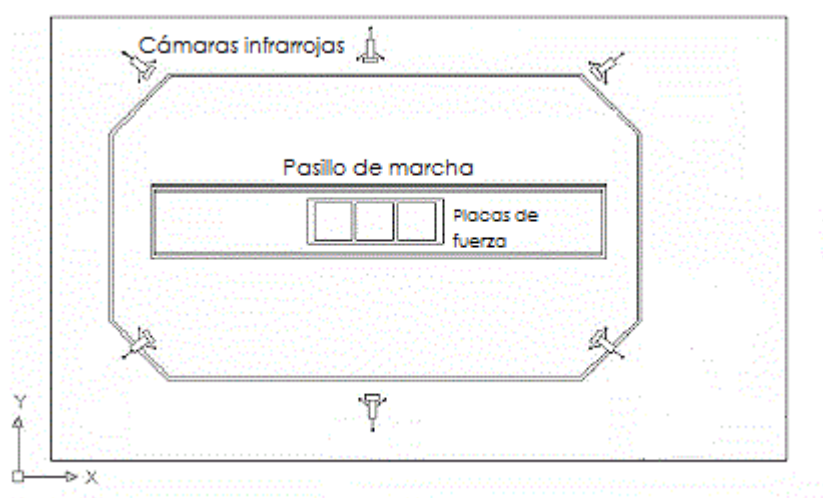


Figura 14. Plano del pasillo de marcha y disposición de las cámaras

Para realizar estos análisis se hizo uso de diferentes materiales y sistemas que a continuación se presentan:

- El sistema VICON: sistema que permite el análisis del movimiento en tres dimensiones a través de 6 cámaras que emiten luz infrarroja y graban a una frecuencia de muestreo de 120 Hz y marcadores pasivos reflectantes colocados en puntos anatómicos específicos del cuerpo humano.
- Las mediciones, que en los siguientes puntos se describirán, fueron recogidas en una ficha de datos. Entre estos datos se incluía, además de las mediciones, la semana de gestación en la que se encontraban, nombre del sujeto, fecha de nacimiento, altura y peso (Anexo I).

- Instrumentos de medidas corporales. La cinta antropométrica, para la medición de las distintas longitudes (de piernas y distancia entre espinas ilíacas anterosuperiores); la báscula, para la medición de peso; y un antropómetro pequeño (Figura 15), para la medición de la anchura de tobillos y rodillas.



Figura 15. Antropómetro pequeño

3.3 Modelo de marcadores: Plug in Gait

El modelo de marcadores que se utilizó fue el Plug in Gait de Vicon para el miembro inferior. Este modelo cuenta con la utilización de 19 marcadores reflectantes colocados en diferentes puntos anatómicos.

La siguiente imagen describe en detalle donde deben colocarse los marcadores en este modelo (Figura 16).

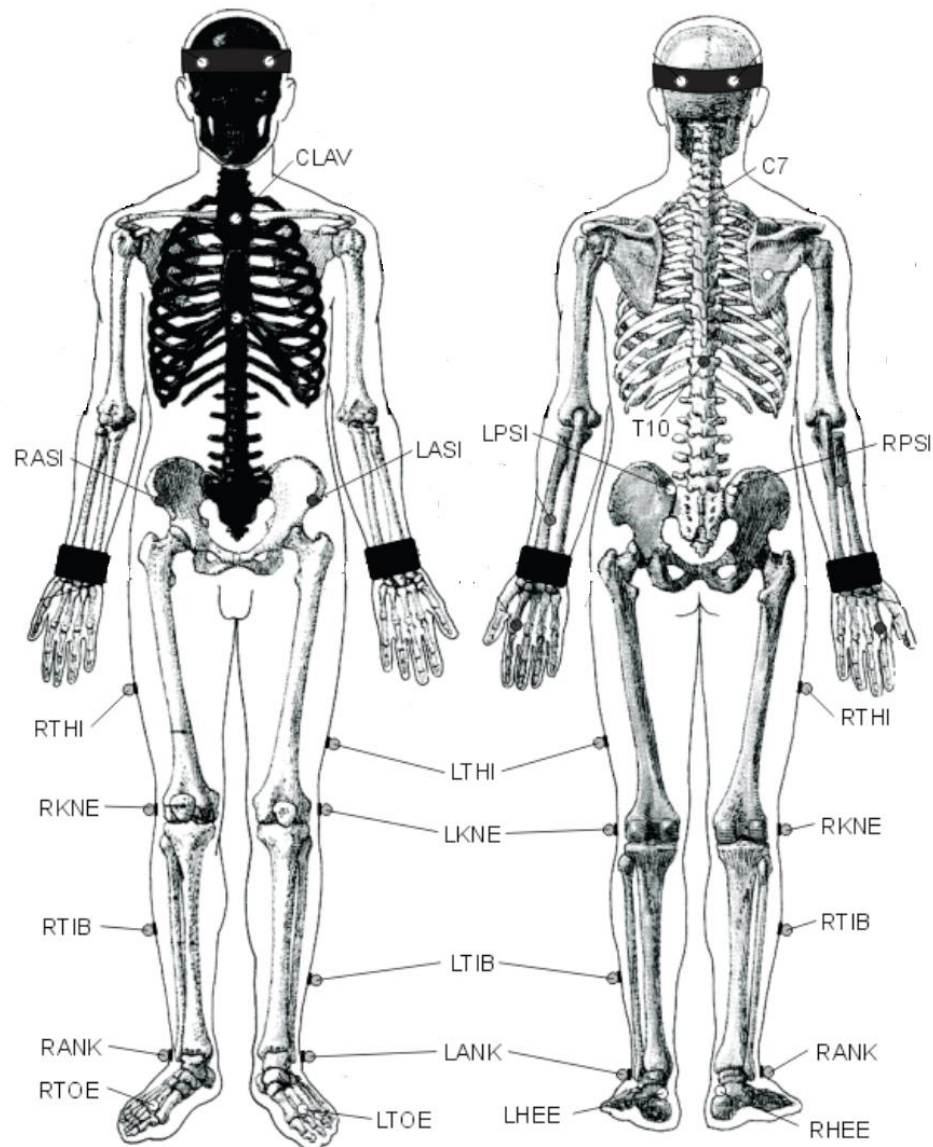


Figura 16. Modelo de marcadores Plug in Gait para miembro inferior.

Los marcadores que se colocaron en el dorso son los siguientes: el denominado “C7” se coloca sobre el proceso espinoso de la séptima vértebra cervical; el marcador “T10” se sitúa sobre el proceso espinoso de la décima vértebra torácica o dorsal; y por último el marcador “CLAV”, colocado sobre la muesca yugular, donde las clavículas se unen al manubrio del esternón. Con estos tres marcadores se crea un plano con el que se calcula la basculación lateral del tronco (Figura 17).

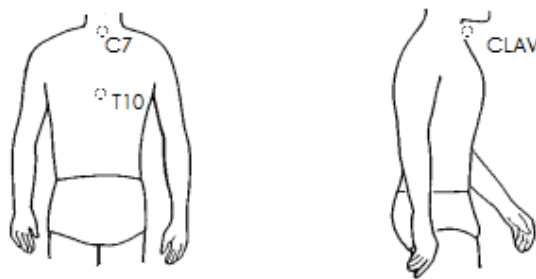


Figura 17. Marcadores del tronco (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992)

El marcador “LASI”, se sitúa directamente por encima de la espina iliaca anterosuperior izquierda. De la misma manera, pero en el lado contrario, sobre la espina iliaca anterosuperior se sitúa el marcador al que más tarde asignaremos el nombre de “RASI”. Estos marcadores, “LASI” y “RASI”, junto con “LPSI” y “RPSI”, definen el eje pélvico. El marcador “LPSI” se sitúa sobre la espina iliaca posterosuperior izquierda y el marcador “RPSI” sobre la derecha (Figura 18). Los cuatro marcadores de la pelvis crean un plano entre ellos que nos dará información sobre el movimiento oblicuo de la pelvis (plano transversal), el movimiento de balanceo de la misma (plano frontal) y la anteversión y retroversión (plano sagital) que alcanza en las diferentes fases de la marcha.

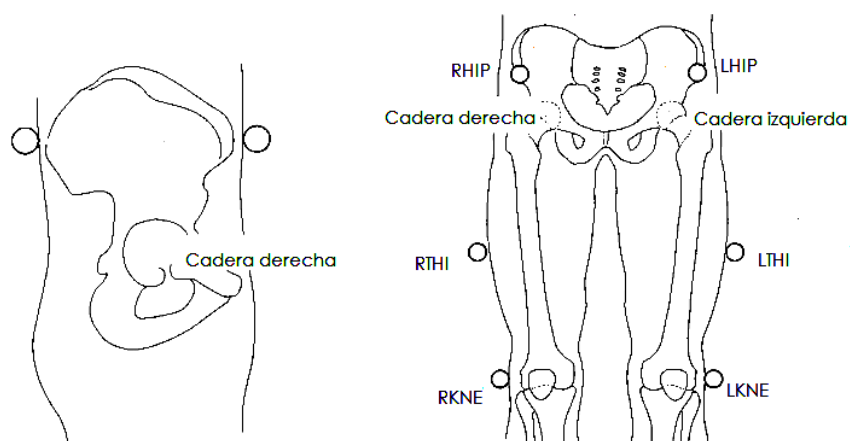


Figura 18. Marcadores de la cadera (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992)

Sobre el miembro inferior se colocaron los siguientes 8 marcadores, de forma bilateral. Comenzando por el marcador “LKNE”, situado sobre el cóndilo lateral de la rodilla izquierda. Este marcador “LKNE” junto con la medida de anchura de la rodilla,

tomada previamente al comienzo de la prueba, nos proporcionarán el centro articular de la rodilla.

Para continuar, colocamos el marcador “LTHI”, sobre el tercio inferior de la superficie lateral del muslo izquierdo, justo por debajo de la altura a la que se balancea la mano. Este marcador junto con “LKNE” y los marcadores situados en la pelvis determinarán el segmento muslo.

Inmediatamente después se sitúan los marcadores “LANK” y “LTIB”. “LANK” se coloca en el maléolo lateral y junto con la medida de la anchura del tobillo nos proporcionará el centro articular del tobillo; y “LTIB” tiene un procedimiento de colocación similar al marcador del muslo “LTHI”. Es colocado sobre la tercera parte inferior de la parte distal de la pierna para determinar el alineamiento del eje de flexión del tobillo. Este marcador debe adjuntarse en el plano que contiene el centro de la articulación de la rodilla y el centro de la articulación del tobillo (Figura 19). El marcador “LTIB” junto a los marcadores “LKNE” y “LANK” determinarán el segmento pierna.

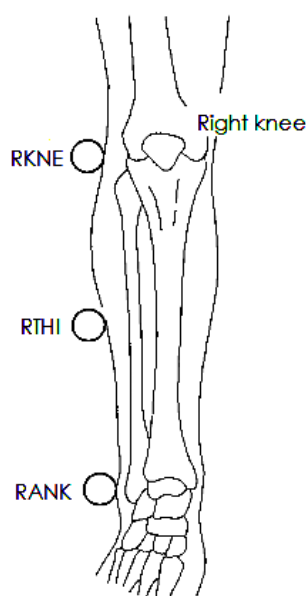


Figura 19. Marcadores de la pierna (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992)

Para terminar, los marcadores del pie se denominan “LTOE” y “LHEE” (Figura 20). “LTOE” se sitúa sobre la cabeza del segundo metatarsiano. Y por último, el marcador

“LHEE”, que se coloca sobre el calcáneo, por encima de la superficie plantar del pie. Estos marcadores nos darán información sobre el momento de contacto del talón con el suelo y el momento de despegue del pie, además de determinar el segmento pie.

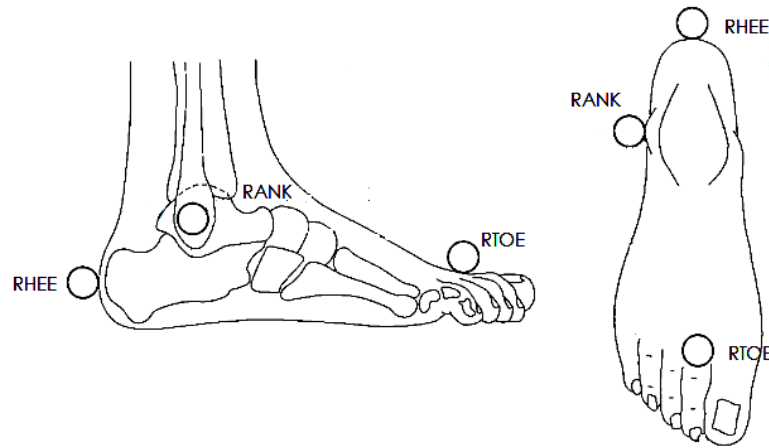


Figura 20. Marcadores del pie (Vaughan, Davis, & O'Connor, 1992)

3.4 Protocolo de medida

Para comenzar el análisis, a los sujetos voluntarios se les explicó el procedimiento que se iba seguir durante la prueba y se le presentó el documento de Consentimiento Informado (Anexo II). Tras su lectura y posterior firma, se comenzó el análisis.

Las medidas que se tomaron para el análisis de la marcha, entre las cuales se incluyen la longitud de la pierna, las anchuras de tobillo y rodilla, la distancia entre las espinas ilíacas anterosuperiores y la distancia entre la proyección anterior del trocánter y la espina iliaca anterosuperior, eran necesarias para que el programa que se usó para el procesamiento de datos se ajustara a las medidas anatómicas específicas de cada sujeto.

Por medio del uso de una báscula digital, se calculó el peso de cada sujeto. A continuación, mediante la colocación de una cinta métrica sobre la pared, se midió la altura de cada sujeto. Más tarde, en una camilla y con una cinta métrica se tomaron las medidas de diferentes longitudes y anchuras anatómicas.

En primer lugar, se marcaron los puntos desde los que se iba a medir la longitud de la pierna. Desde las espinas ilíacas anterosuperiores hasta el maléolo tibial o maléolo interno. A continuación, se midió la distancia entre las espinas ilíacas anterosuperiores (inter asis distance) (Figura 21).

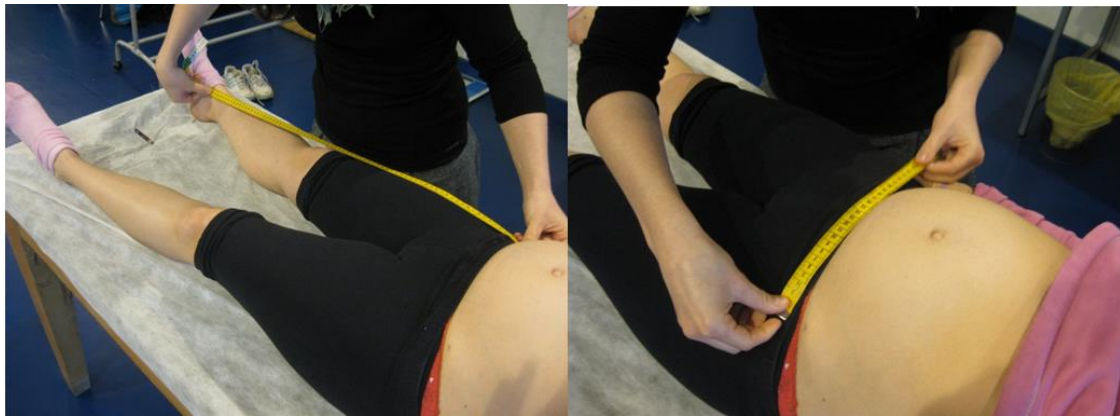


Figura 21. Medición de longitud de pierna y longitud de la distancia entre espinas ilíacas anterosuperiores

Para finalizar con la cinta métrica, se tomó la distancia entre la proyección anterior del trocánter y la espina iliaca anterosuperior (asis trocánter distance).

Después, con el uso de un antropómetro pequeño se realizaron las medidas de anchura de rodilla y tobillo, necesarias para el cálculo del punto medio de la articulación (Figura 22).



Figura 22. Mediciones de anchura de tobillo y rodilla

Estas medidas junto a los puntos anatómicos sobre los que se colocaron los marcadores, proporcionaron la localización del centro articular. Se realizaron al comienzo de la prueba previo a la colocación de los marcadores.

Una vez concluidas las medidas, se procedió a colocar los marcadores con cinta adhesiva de doble cara. A continuación, el sujeto se dispuso en el centro del pasillo de pruebas, de pie, mirando al frente y brazos en cruz a 90°. En este momento, el sistema capturó la posición estática, que serviría de referencia para la posición dinámica.

A continuación, el sujeto se dispuso a caminar a lo largo del pasillo de pruebas, durante una media de 6 a 8 trials, con una velocidad libremente seleccionada por el sujeto, desde el principio hasta el final del pasillo. Se denomina trial a cada prueba experimental, es decir, a cada trayecto que realiza el sujeto con los marcadores y siendo este capturado por las cámaras del sistema Vicon. Se capturaron más trials de los que se procesarían después por si aparecían errores en la captura de imagen, brillos o pérdida de la señal de alguno de los marcadores.

Una vez terminadas las grabaciones, se retiraron los marcadores y se comenzó con el procesamiento de los datos.

3.5 Procesamiento de datos

Para el procesamiento y limpieza de los datos se hizo uso del programa informático “Workstation” de Vicon System.

El primer paso, a realizar con cada sujeto, fue introducir las diferentes medidas que se registraron, con el fin de que el programa acoplase cada modelo a las diferencias antropométricas de cada sujeto (**Figura 23**).

Subject Measurements

Subject: 02Tr2

New... Rename... Delete...

OK Cancel

Model Filter: Lower Body Model

Mass (kg)		
Height (cm)		
Inter-asis distance (cm)		
	Left	Right
Leg length (cm)		
Knee width (cm)		
Ankle width (cm)		
Asis-trochanter distance (cm)		
Tibial torsion (deg)		
Sole Thickness Delta (cm)		
Thigh rotation offset (deg)		
Shank rotation offset (deg)		
Foot plantar flexion offset (deg)		
Foot rotation offset (deg)		
Ankle AbAdd offset (deg)		

Figura 23. Ventana auxiliar del programa Workstation para el registro de las medidas

Seguidamente, se etiquetó cada marcador con el nombre que le corresponde, siguiendo el modelo Plug in Gait descrito con anterioridad. A medida que se nombra cada uno de estos puntos, el sistema los une hasta conseguir la figura del sujeto, donde se pueden diferenciar los miembros inferiores y la parte del tronco referida. En primer lugar, se etiqueta en el modelo estático (Figura 24). Como se puede observar, en la parte derecha de la Figura 24, se encuentran todos los nombres posibles que puede obtener cada marcador. De esta manera, se asigna el correspondiente a cada uno de ellos, tal cual se explicó en el subapartado anterior (1.3 Modelo de marcadores: Plug in Gait).

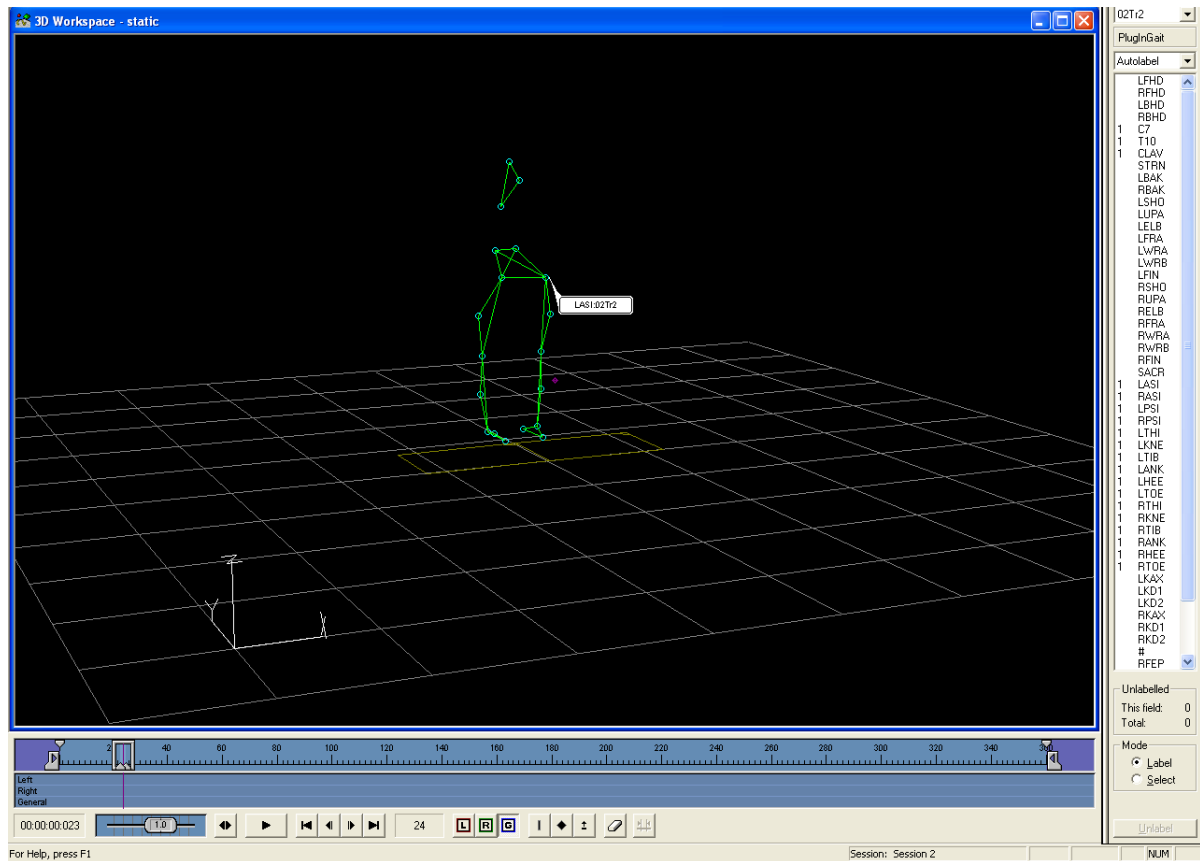


Figura 24. Etiquetado de marcadores en modelo estático

Después, realizamos el mismo procedimiento con el modelo dinámico (Figura 25). Durante los trials dinámicos puede desaparecer durante unos segundos la información que ofrece uno de los marcadores debido a que la imagen de dicho marcador no es capturada por, al menos, dos de las cámaras.

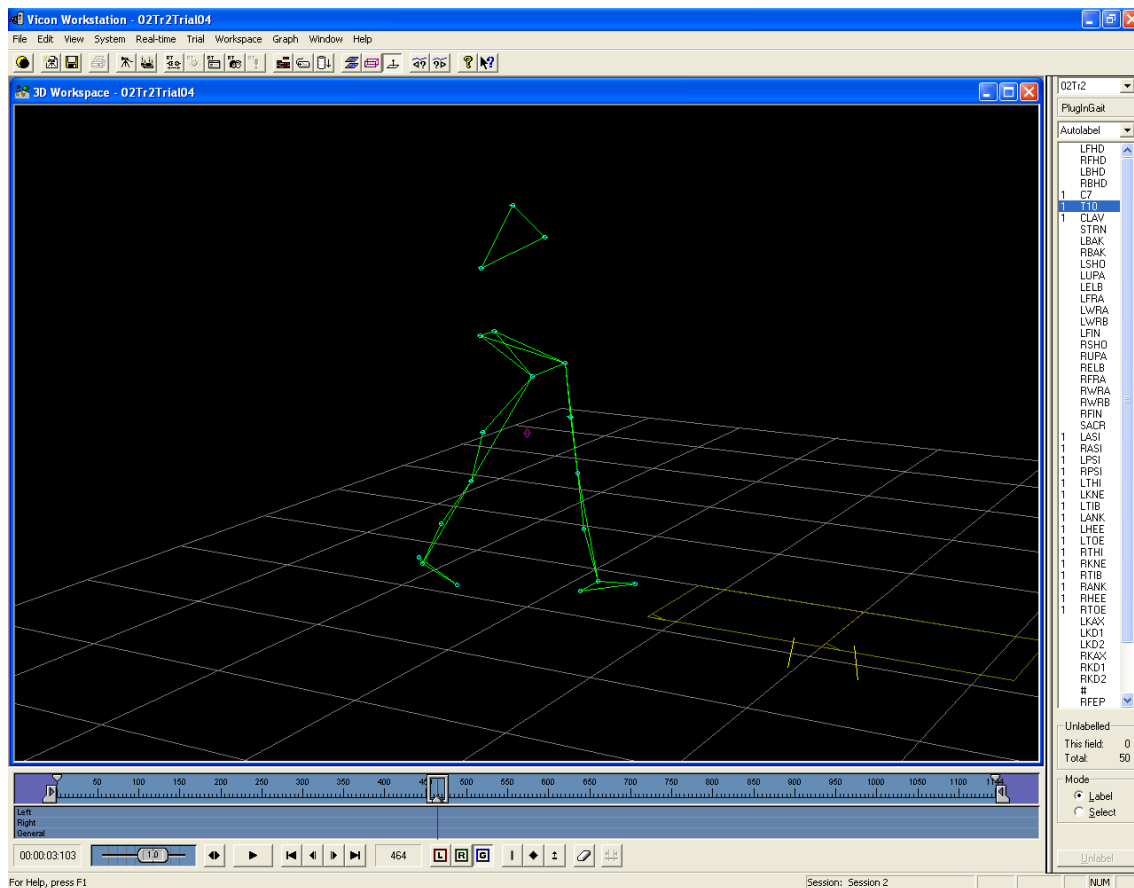


Figura 25. Etiquetado de marcadores en modelo dinámico

Mediante los botones que se pueden observar en la parte inferior de la pantalla se avanza en la secuencia de la marcha del sujeto (Figura 26 y Tabla 3). El siguiente paso a seguir es marcar los apoyos de cada paso, con su despegue intermedio. Una vez señalados los apoyos y los despegues de dos pasos, uno de cada lado, se procede a recortar el video 10 fotogramas por delante del primer apoyo y 10 fotogramas por detrás del último apoyo. Para marcar los diferentes apoyos, despegues y cortes se hará uso de los siguientes botones.

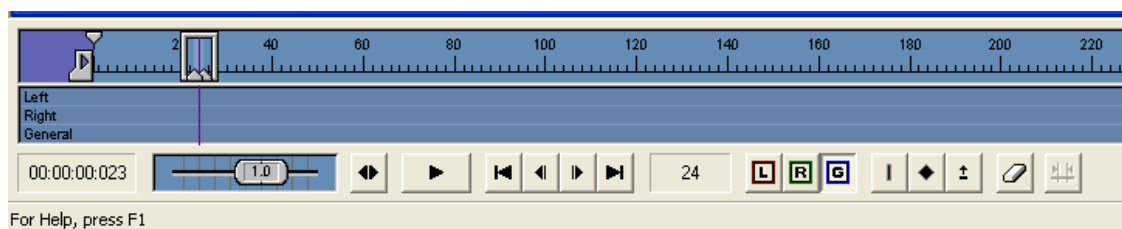








Figura 26. Parte inferior de la pantalla

Tabla 3. Exposición y utilidad de los botones principales

Botón	Utilidad
	Botón para marca la lateralidad del apoyo o despegue del lado izquierdo.
	Botón para marca la lateralidad del apoyo o despegue del lado derecho.
	Botón azul para referirse a una marca en general, sin lateralidad.
	Botón con el que se establecen los cortes. Estos se sitúan 10 fotogramas por detrás del último apoyo marcado.
	Botón con el que se establecen los apoyos. Tiene que ir acompañado del botón que marque la lateralidad del apoyo.
	Botón con el que se establecen los despegues. Tiene que ir acompañado del botón que marque la lateralidad del despegue.

Seguidamente, una vez recortadas las grabaciones y marcados los diferentes eventos de apoyos y despegues del pie, con el mismo programa informático se revisan las trayectorias de los marcadores. Si estas trayectorias sufren discontinuidad por motivos técnicos, se completan y reconstruyen (Figura 27).

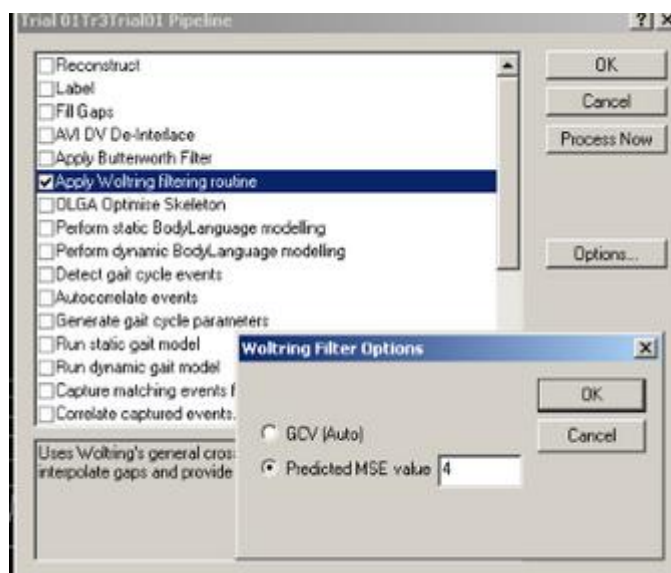


Figura 27. Filtro de trayectorias

Tras conseguir completar las trayectorias de los marcadores, se corre el modelo estático para hallar los centros articulares de cadera, rodilla y tobillo (Figura 28).

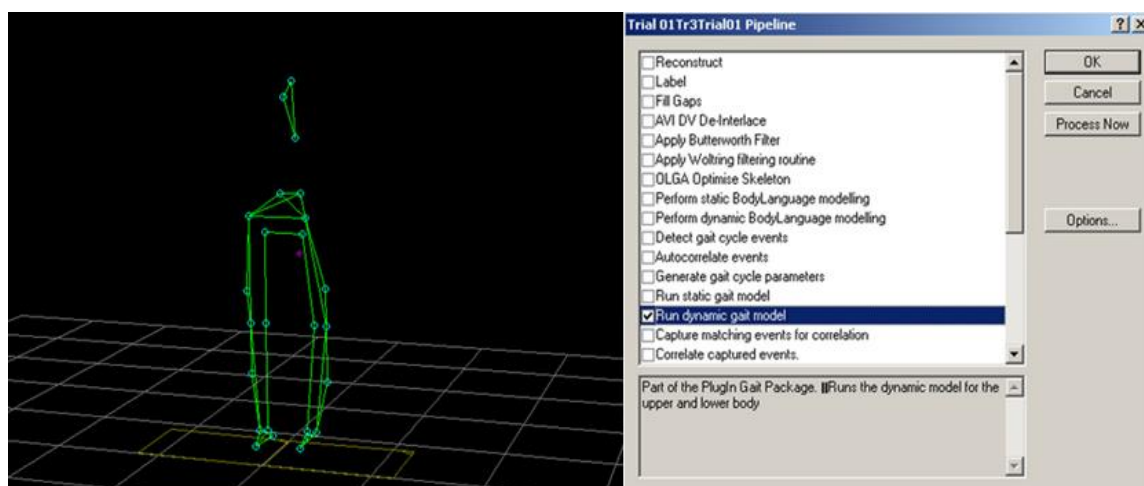


Figura 28. Cálculo de los centros articulares

Desde el programa Bodybuilder se exportan las trayectorias de los marcadores y los centros articulares en un archivo “.txt”. La exportación de las trayectorias y los centros articulares debe seguir un orden (Figura 29). Este orden será el que guarden en el archivo donde aparecerán todos los datos de las diferentes variables por cada trial y a su vez por cada fotograma (Figura 30). Cada una de ellas aparecerá descrita en los tres ejes del espacio.

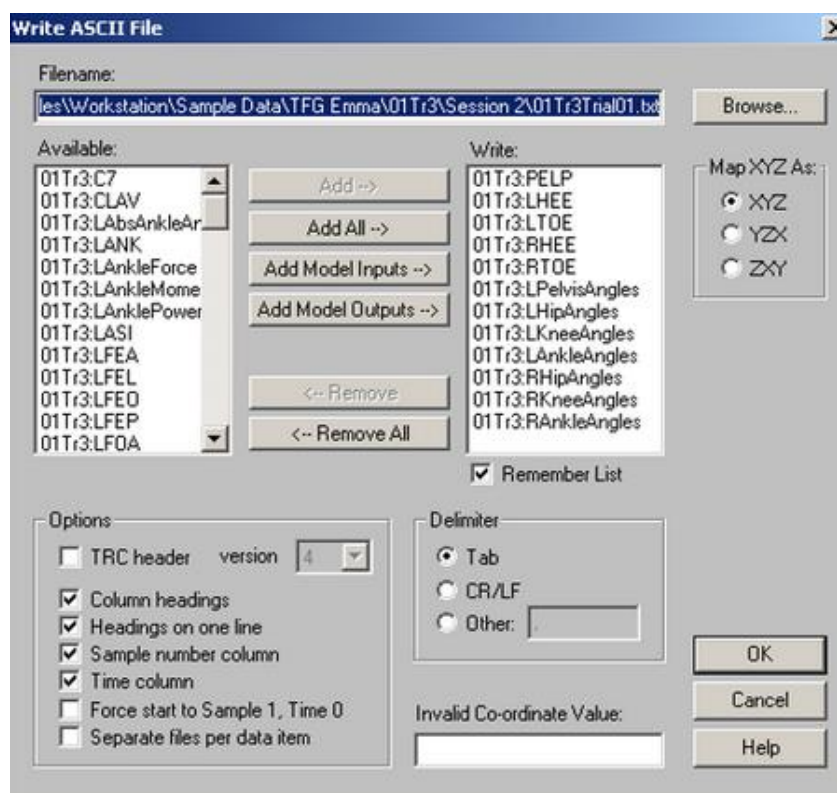


Figura 29. Orden de los marcadores y centros articulares

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	Field	Time	01Tr3:PELP:X	01Tr3:PELP:Y	01Tr3:PELP:Z	01Tr3:LHEE:X	01Tr3:LHEE:Y	01Tr3:LHEE:Z	01Tr3:LTOE:X	01Tr3:LTOE:Y	01Tr3:LTOE:Z
2	325	2,7	-1609,7	425,03	969,97	-1876,4	463,84	34,134	-1699,3	482,54	26,473
3	326	2,7083	-1599,1	425,44	969,01	-1876,2	463,5	35,89	-1699,3	482,43	26,519
4	327	2,7167	-1588,3	425,75	967,9	-1875,9	463,24	37,672	-1699,2	482,34	26,533
5	328	2,725	-1577,5	425,95	966,63	-1875,6	463,07	39,486	-1699,1	482,28	26,519
6	329	2,7333	-1566,6	426,05	965,23	-1875,2	462,98	41,353	-1699	482,26	26,477
7	330	2,7417	-1555,6	426,07	963,7	-1874,7	462,99	43,302	-1698,9	482,26	26,414
8	331	2,75	-1544,6	426,01	962,07	-1874,1	463,11	45,37	-1698,8	482,3	26,336
9	332	2,7583	-1533,4	425,86	960,37	-1873,5	463,33	47,591	-1698,7	482,36	26,249
10	333	2,7667	-1522,1	425,64	958,61	-1872,8	463,65	49,999	-1698,5	482,43	26,153
11	334	2,775	-1510,8	425,35	956,85	-1872	464,03	52,626	-1698,4	482,5	26,045
12	335	2,7833	-1499,7	424,97	955,11	-1871,1	464,46	55,501	-1698,1	482,56	25,922

Figura 30. Datos de cada fotograma del trial

Una vez se finaliza el proceso generando la base de datos de las diferentes variables del análisis de la marcha, con la ayuda de un Macro para el programa Excel, se simplifican los datos calculando las medias de los valores del análisis para cada trial. Concluida la recogida de los datos específicos de cada sujeto y en cada trial o prueba, se colocan todos en un Excel donde podrán ser analizados detenidamente (Figura 31).

	A	I	J	K	L	M	N	O	P	Q	R	S	T	U
1	Sujeto	Speed (cm/s)	Cadence (pasos/min)	Step Length (cm)	Stride Length (cm)	Step Width (cm)	Stance time ratio (%)	Swing time ratio (%)	Stance time (s)	Swing time (s)	Step time (s)	Stride time (s)	Single support time (s)	Double support time (s)
3	01Tr3Trial04	138,77	125,23	66,97	132,41	7,40	58,08	41,92	0,55	0,40	0,48	0,95	0,48	0,07
4	01Tr3Trial05	138,51	121,03	68,21	135,61	6,57	57,46	42,54	0,56	0,42	0,50	0,98	0,48	0,07
5	01Tr3													
6	02Tr2Trial02	110,46	109,93	61,22	122,40	9,87	59,04	40,96	0,65	0,45	0,55	1,11	0,56	0,11
7	02Tr2Trial06	108,39	109,32	58,66	116,94	7,87	61,38	38,62	0,66	0,42	0,55	1,08	0,53	0,11
8	02Tr2Trial08	102,48	108,33	56,55	113,15	11,40	60,38	39,62	0,67	0,44	0,55	1,10	0,55	0,11
9	02Tr2													
10	03Tr2Trial01	117,69	99,36	69,31	139,18	1,97	61,62	38,38	0,73	0,45	0,60	1,18	0,58	0,13
11	03Tr2Trial02	118,58	101,48	70,04	138,85	4,11	60,52	39,48	0,71	0,46	0,59	1,17	0,58	0,12
12	03Tr2Trial04	122,25	102,88	69,92	140,54	3,81	61,59	38,41	0,71	0,44	0,58	1,15	0,57	0,13
13	03Tr2													
14	04Tr3Trial01	72,50	85,24	50,84	102,11	9,80	60,95	39,05	0,86	0,55	0,70	1,41	0,70	0,15
15	04Tr3Trial03	79,17	92,32	52,44	103,58	11,85	60,51	39,49	0,79	0,52	0,65	1,31	0,66	0,14
16	04Tr3Trial06	93,21	103,86	54,29	107,98	11,60	59,71	40,29	0,69	0,47	0,58	1,16	0,58	0,11
17	04Tr3													
18	05Tr2Trial02	142,61	114,31	75,85	152,09	4,90	58,60	41,40	0,63	0,44	0,53	1,07	0,54	0,10
19	05Tr2Trial04	142,88	111,63	76,49	153,60	6,16	58,91	41,09	0,63	0,44	0,54	1,08	0,54	0,10
20	05Tr2Trial06	142,58	112,53	75,47	151,48	5,54	58,43	41,57	0,62	0,44	0,53	1,06	0,53	0,09
21	05Tr2													
22	06Tr3Trial03	121,47	121,03	60,98	121,95	9,53	63,08	36,92	0,63	0,37	0,50	1,00	0,51	0,14
23	06Tr3Trial05	123,82	118,06	63,03	125,37	9,14	60,50	39,50	0,61	0,40	0,51	1,01	0,50	0,10
24	06Tr3													

Figura 31. Simplificación de los datos de cada trial

Los datos se normalizaron en función de la estatura y de la longitud de pierna para poder ser comparados posteriormente.

El último paso a seguir, es calcular las medias de los datos de cada sujeto, para tener un valor para cada variable (Figura 32).

	A	I	J	K	L	M	N	O
1	Sujeto	Speed (cm/s)	Cadence (pasos/min)	Step Length (cm)	Stride Length (cm)	Step Width (cm)	Stance time ratio (%)	Swing time ratio (%)
2	01Tr3Trial01	139,72	122,17	68,86	136,23	6,14	57,69	42,31
3	01Tr3Trial04	138,77	125,23	66,97	132,41	7,40	58,08	41,92
4	01Tr3Trial05	138,51	121,03	68,21	135,61	6,57	57,46	42,54
5	=promedio(I2;I3;I4)							
6	02Tr2Trial02	110,46	109,93	61,22	122,40	9,87	59,04	40,96
7	02Tr2Trial06	108,39	109,32	58,66	116,94	7,87	61,38	38,62
8	02Tr2Trial08	102,48	108,33	56,55	113,15	11,40	60,38	39,62
9	02Tr2							

Figura 32. Cálculo de la medida de las variables para cada sujeto

3.6 Variables obtenidas

Numerosas son las variables que el sistema Vicon puede ofrecer sobre la marcha. A continuación, se expondrán las que en este trabajo se han utilizado y analizado para la posterior comparación con el patrón normal de la marcha.

De las variables espaciotemporales descritas en la primera parte del trabajo (1. Introducción), se consideraron importantes y determinantes en la marcha las que a continuación se numeran. La velocidad, absoluta y normalizada en función de la altura del sujeto y su longitud de pierna, y la cadencia, aparecen como variables imprescindibles en el estudio. Su alteración podría estar determinada por los cambios de peso y la distribución de este por las diferentes partes del cuerpo que se producen en la gestante.

Los tiempos de duración de diferentes fases también resultaron importantes, porque podrían presentarse modificadas ante la búsqueda de equilibrio y aumento de la base de sustentación. Estos tiempos son los de apoyo simple, apoyo doble, de paso, de zancada, de oscilación y de apoyo en total. Todos los tiempos serán expresados en la unidad de tiempo internacional, el segundo; y en porcentaje del tiempo total del ciclo.

Otras variables espaciotemporales que se analizaron fue la longitud de paso y longitud de zancada, dependientes ambas de la altura y la longitud de pierna del sujeto; y la anchura de paso, dependiente a su vez de la distancia entre las espinas ilíacas anterosuperiores.

De las variables cinemáticas, se utilizaron los movimientos de la pelvis y del centro de gravedad, especialmente para este grupo de población. Serán medidas del rango de movimiento en grados de angulación.

El centro de gravedad, como se ha documentado previamente en otros apartados, se modifica y por ello se estudió tanto en el plano frontal como en el plano sagital.

La pelvis es otro punto clave en el embarazo. Por ello, se analizaron los rangos de movilidad de la misma, en el plano sagital, estudiando la anteversión y retroversión; en el plano frontal, analizando la caída de la cadera por la basculación; y en el plano horizontal, describiendo el movimiento oblicuo que se genera.

Se ha considerado también de gran importancia la posición máxima de anteversión como variable a medir. Esto es, porque en las embarazadas el rango de movimiento que puede alcanzar la anteversión y retroversión de la pelvis no parte desde el mismo punto que en una marcha normal.

Por último, se estudiaron los movimientos en el plano sagital de cadera, rodilla y tobillo (movimientos de flexo extensión), seleccionando datos discretos de su máxima y mínima flexión y en el momento en que se produce, expresado en porcentaje del ciclo. Además, se analizó la flexión en el momento del contacto del talón con el suelo (contacto inicial).

4. Resultados

4.1 Variables espaciotemporales

4.1.1 Velocidad y cadencia

Tabla 4. Parámetros espaciotemporales: Velocidad y Cadencia

	2º Trimestre		3er Trimestre	
	Media	DS	Media	DS
Velocidad (cm/s)	123,10	18,06	130,82	11,56
Velocidad/Estatura	0,71	0,05	0,80	0,09
Velocidad/Longitud Paso	1,38	0,10	1,59	0,11
Cadencia (pasos/min)	107,75	5,93	121,18	2,31

Se ha analizado la velocidad y la cadencia de paso de cada sujeto (Tabla 4). Se observó un aumento de la velocidad y de la cadencia de marcha del segundo al tercer trimestre (Figura 33). Además, aumentó progresivamente la velocidad normalizada en función a la longitud de pierna a medida que aumentaban las semanas de gestación (Figura 34).

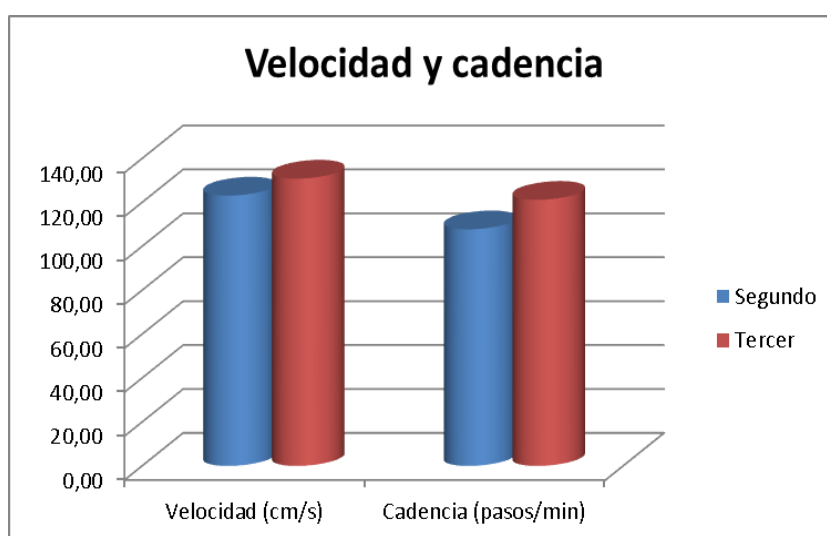


Figura 33. Parámetros espaciotemporales: Velocidad y cadencia

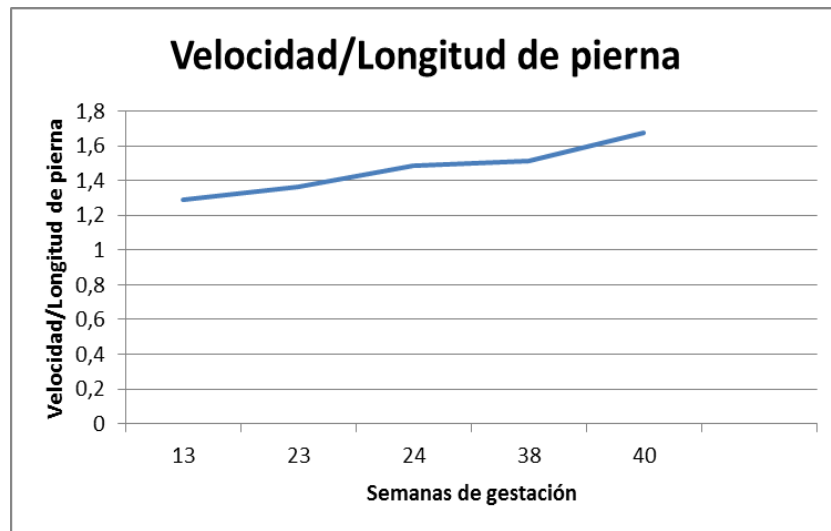


Figura 34. Velocidad normalizada en función de la longitud de pierna

4.1.2 Tiempos

Tabla 5. Parámetros espaciotemporales: Porcentajes de apoyo y oscilación

	2º Trimestre		3er Trimestre	
	Media	DS	Media	DS
Tiempo de apoyo (%)	60,05	1,31	59,77	2,86
Tiempo de oscilación (%)	39,95	1,31	40,23	2,86

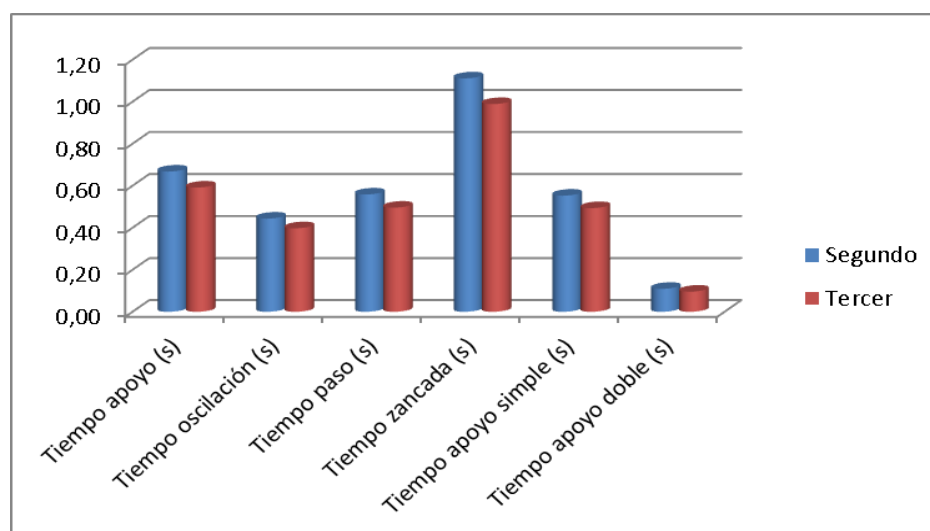


Figura 35. Parámetros espaciotemporales: Tiempos

Los porcentajes del tiempo de apoyo y del tiempo de oscilación fueron constantes e iguales en el segundo y tercer trimestre (Tabla 5). Sin embargo, los tiempos de apoyo y oscilación disminuyeron del segundo trimestre al tercer trimestre. A su vez, la

disminución se observó en el tiempo de apoyo simple y de apoyo doble. De la misma manera, los tiempos de paso y de zancada disminuyeron también, del segundo al tercer trimestre, tal y como se puede observar en la Figura 35.

4.1.3 Distancias

Tabla 6. Parámetros espaciotemporales: Longitudes

	2º Trimestre		3er Trimestre	
	Media	DS	Media	DS
Longitud paso (cm)	68,17	8,67	65,01	4,25
Longitud paso/Estatura	0,39	0,02	0,40	0,04
Long paso/Long pierna	0,76	0,02	0,79	0,04
Longitud de zancada (cm)	136,47	17,64	129,20	7,84
Longitud zancada/ Estatura	0,79	0,04	0,79	0,07
Long zancada/Long pierna	1,53	0,05	1,58	0,07

Las distancias de paso y de zancada se mantuvieron constantes en el segundo y tercer trimestre del embarazo (Tabla 6). De la misma manera, permanecieron estables con un leve aumento progresivo a lo largo del embarazo, cuando se normalizaron ambas variables en función de la longitud de pierna (Figura 36).

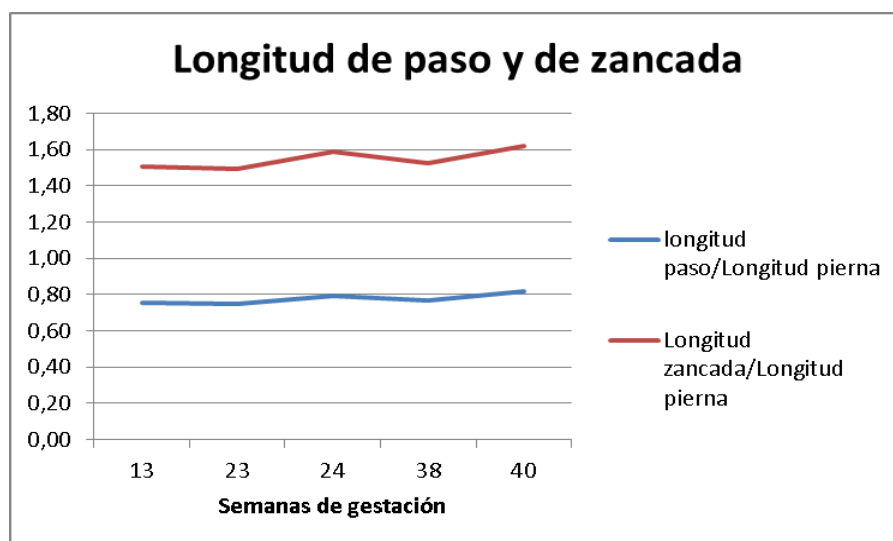


Figura 36. Parámetros espaciotemporales: Longitud de paso y de zancada normalizada en función de longitud de pierna.

La anchura de paso, sin embargo, sí presentó un aumento (Tabla 7), tanto normalizada en función de la distancia entre las espinas ilíacas anterosuperiores

(Figura 38) como sin normalizar (Figura 37), del segundo al tercer trimestre de embarazo.

Tabla 7. Parámetros espaciotemporales: Ancho de paso

	2º Trimestre		3er Trimestre	
	Media	DS	Media	DS
Ancho de paso (cm)	6,18	3,26	8,02	1,86
Ancho paso/interasis	0,25	0,13	0,32	0,12

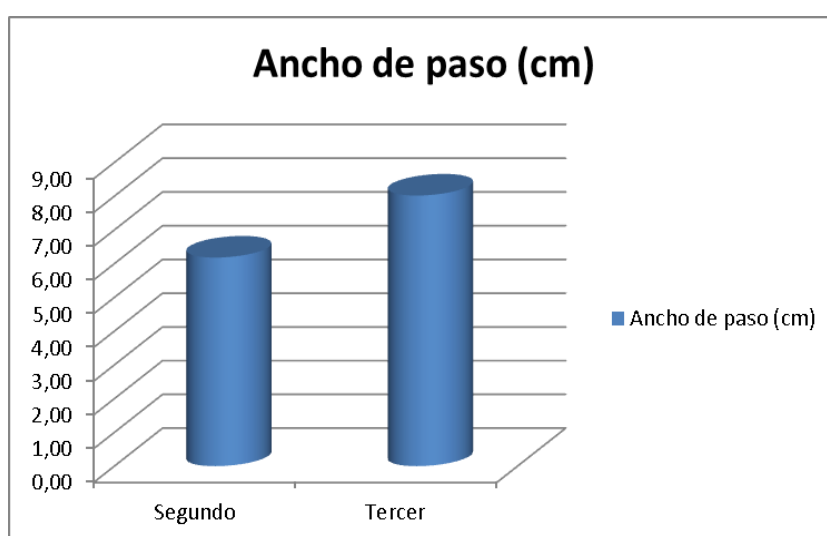


Figura 37. Ancho de paso sin normalizar

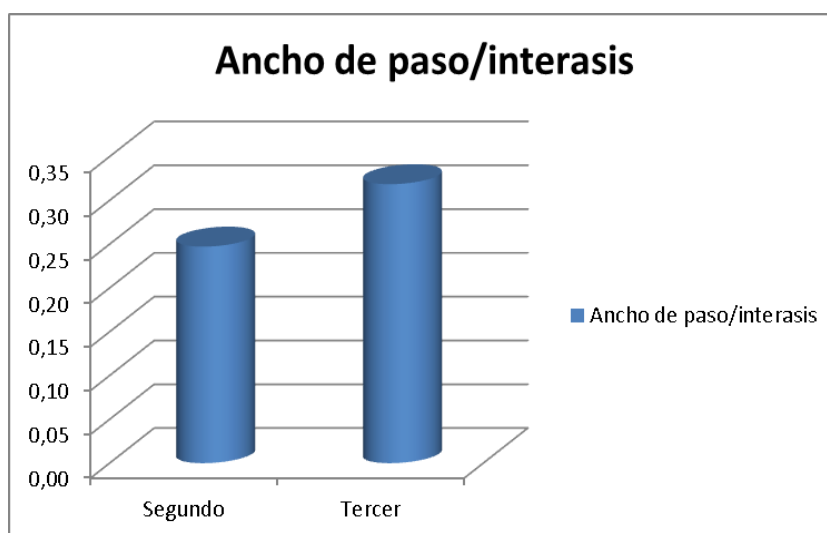


Figura 38. Ancho de paso normalizado en función a la distancia entre las espinas ilíacas anterosuperiores

4.2 Variables cinemáticas

4.2.1 Movimiento de Pelvis y Centro de Gravedad

Los valores de referencia del centro de gravedad en el plano sagital, que describen el movimiento cráneo caudal en milímetros, no mostraron diferencias entre los trimestres de gestación (Tabla 8).

Tabla 8. Parámetros cinemáticos: Movimiento del Centro de Gravedad

	2º Trimestre		3er Trimestre	
	Media	DS	Media	DS
CG sagital (mm)	44,83	1,38	44,17	0,72

Tabla 9. Parámetros cinemáticos: Movimientos de la pelvis

	2º Trimestre		3er Trimestre	
	Media	DS	Media	DS
Anteversión Max (°)	23,50	2,57	28,31	1,79
Pelvis sagital (°)	3,03	0,64	4,93	0,26
Pelvis frontal (°)	15,10	3,31	14,23	0,04
Pelvis transversal (°)	10,20	3,02	11,16	4,10

Los movimientos de la pelvis se describieron en los tres planos. Tanto los movimientos del plano transversal, como los movimientos en el plano frontal, no presentaron cambios del segundo al tercer trimestre (Tabla 9). Sin embargo, el rango de movimiento de anteversión y retroversión en el plano sagital aumentó del segundo trimestre al tercer trimestre (Figura 39). Además, la anteversión máxima fue mayor en el tercer trimestre que en el segundo trimestre (Figura 40).

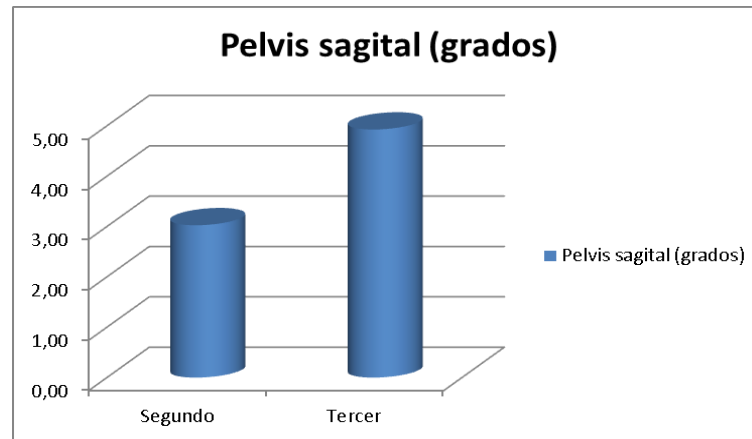


Figura 39. Parámetros cinemáticos: Rango de movimiento de la pelvis en el plano sagital

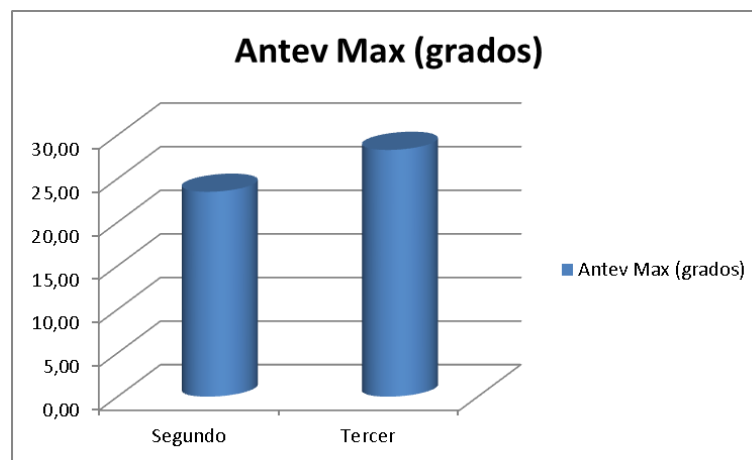


Figura 40. Parámetros cinemáticos: Anteversión máxima de la pelvis

4.2.2 Movimiento de la Cadera

Tabla 10. Parámetros cinemáticos: Cadera.

	2º Trimestre		3er Trimestre	
	Media	DS	Media	DS
Máx. Flexión Cadera (°)	45,17	1,89	54,12	0,62
Máx. Flexión Cadera (%)	91,32	2,36	94,77	2,73
Mín. Flexión Cadera (°)	0,88	2,13	4,01	3,23
Mín. Flexión Cadera (%)	52,89	1,79	52,90	1,46
Cadera contacto inicial (°)	44,86	2,26	52,23	0,42

Se han estudiado los movimientos de flexión máxima y de flexión mínima (máxima extensión) de la cadera y el momento del ciclo en el que se produce. Los datos mostraron un aumento en la flexión máxima y mínima del segundo al tercer trimestre (Tabla 10). También, se observó un aumento del segundo al tercer trimestre en la flexión de cadera que se mantiene cuando se produce el contacto inicial del talón con

el suelo (Figura 41). Sin embargo, no varió el momento del ciclo en el que se alcanza la flexión máxima y mínima (Tabla 10).

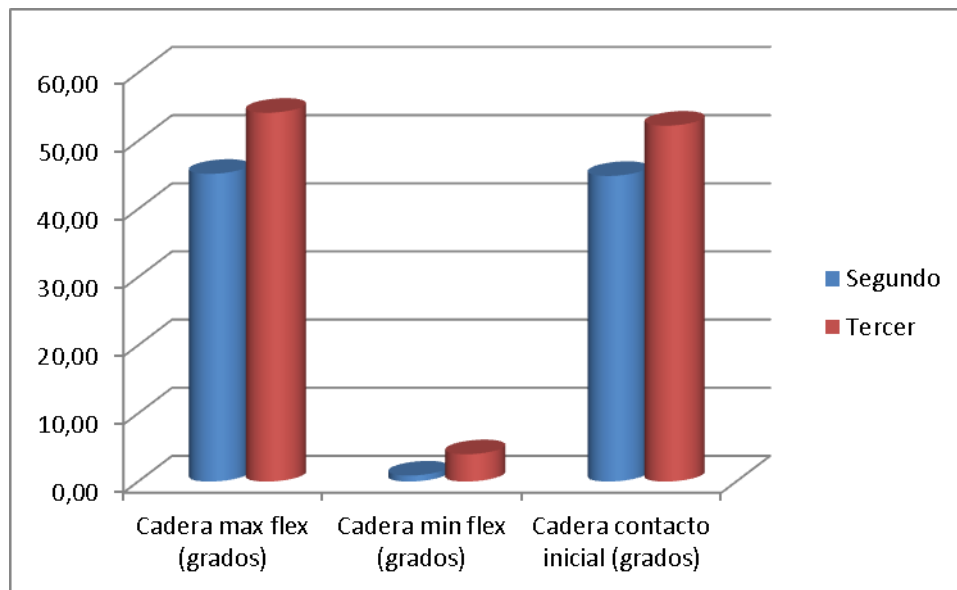


Figura 41. Parámetros cinemáticos: Movimientos de flexo extensión de la cadera

4.2.3 Movimiento de la Rodilla

Tabla 11. Parámetros cinemáticos: Rodilla

	2º Trimestre		3er Trimestre	
	Media	DS	Media	DS
Máx. Flexión rodilla (°)	58,58	3,73	60,71	2,61
Máx. Flexión rodilla (%)	73,24	0,75	72,12	0,87
Mín. Flexión rodilla (°)	0,00	2,80	0,43	1,82
Mín. Flexión rodilla (%)	36,99	1,83	39,92	0,54
Rodilla contacto inicial (°)	4,19	2,37	7,00	2,09

En general, los parámetros cinemáticos de la rodilla no mostraron variaciones remarcables en la marcha de las embarazadas (Tabla 11).

La única tendencia reseñable es el aumento de la flexión de rodilla que se mantiene durante el contacto inicial del talón con el suelo (Figura 42).

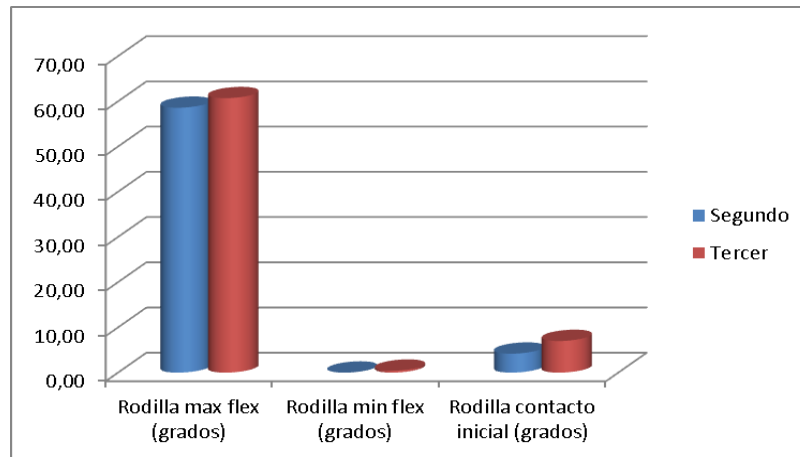


Figura 42. Parámetros cinemáticos: Rodilla

4.2.4 Movimiento del Tobillo

Tabla 12. Parámetros cinemáticos: Tobillo

	2º Trimestre		3er Trimestre	
	Media	DS	Media	DS
Tobillo máx. flexión (°)	16,73	3,26	16,16	4,12
Tobillo máx. flexión (%)	47,57	2,25	46,76	5,46
Tobillo mín. flexión (°)	-14,82	4,04	-18,51	6,19
Tobillo mín. flexión (%)	64,06	1,09	63,27	0,52
Tobillo contacto inicial (°)	2,77	1,06	2,70	1,63

La flexión máxima del tobillo no varió de un trimestre a otro del embarazo, mientras que la flexión mínima (extensión máxima) del mismo, sí que mostró un aumento del segundo al tercer trimestre (Figura 43). Sin embargo, el momento del ciclo en el que se produce la máxima y mínima flexión se presentó sin cambios de un trimestre a otro (Tabla 12).

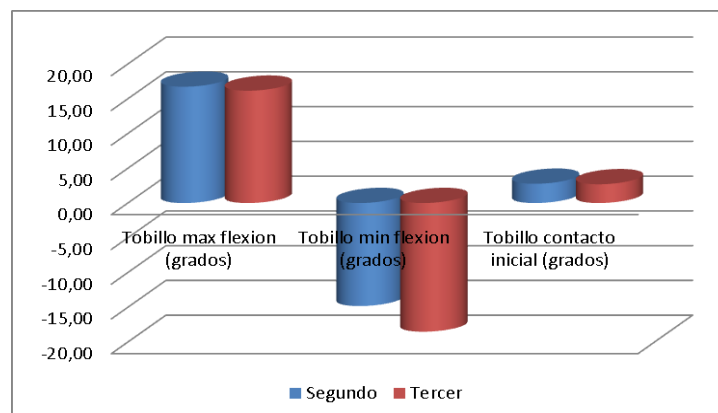


Figura 43. Parámetros cinemáticos: Tobillo

5. Discusión

5.1 Variables espaciotemporales

Según los datos obtenidos se puede observar un aumento de la velocidad a medida que avanza el periodo de gestación. Además, se observa también el mismo aumento en los datos medios de cada trimestre para la velocidad en función a la longitud de paso a medida que avanza el embarazo. Esta velocidad de la marcha puede variar por la cadencia y por la longitud de paso. Los datos medios de cada periodo para la cadencia de las mujeres muestran un aumento del segundo al tercer trimestre. Sin embargo, los datos normalizados de la longitud de paso y de zancada en función a la longitud de pierna y los datos sin normalizar, no muestran ninguna tendencia a lo largo del embarazo. Por lo tanto, el aumento de la velocidad del segundo al tercer trimestre se debe al aumento de la cadencia, ya que las longitudes de paso y zancada se mantienen constantes.

Sin embargo, en un estudio de Yoo, Shin, & Song (2014), donde hacen una comparación entre mujeres embarazadas y mujeres no embarazadas, encuentran una diferencia entre la velocidad y la cadencia de la muestra de forma inversa. Presentaron que la velocidad de la marcha de las mujeres embarazadas era de 113,19 cm/s en el segundo trimestre de gestación, mientras que en el tercer trimestre era de 102 cm/s, lo que indica que fue 12,16 cm/s y 23,35 cm/s más lenta, respectivamente, que la velocidad mantenida por las mujeres no embarazadas, que fue de 125,35 cm/s. La cadencia de las mujeres embarazadas del segundo trimestre fue de 108,68 pasos/min y del tercer trimestre de 98 pasos/min. En comparación, la cadencia de las mujeres no embarazadas en este mismo estudio fue significativamente mayor (113,76 pasos/min). Estos autores asocian esta disminución de la velocidad de la marcha al dolor de la pelvis o a la combinación de los movimientos cautelosos para minimizar el riesgo de caída y la imposibilidad de ver la superficie delante de ellas debido al bloqueo por el aumento del abdomen.

A su vez, los datos recogidos por Wu, y otros (2004), en un estudio sobre la coordinación de la marcha en embarazadas, también demuestran una disminución de la velocidad durante el periodo de gestación. Las velocidades obtenidas fueron para mujeres embarazadas entre 0,72 y 1,28 m/s y para los controles del mismo estudio entre 0,83 y 1,50 m/s, mientras que en el presente estudio las velocidades de las embarazadas de ambos trimestres oscilaron entre 1,23 y 1,30 m/s.

El estudio de Forczek & Staszkievicz (2012), también revela que la velocidad de la muestra en su periodo de embarazo fue menor que la velocidad en el mismo grupo antes y después del embarazo, y que esta diferencia fue de un 8%. Además, añaden que la cadencia de las mujeres en el periodo de embarazo era menor que antes y después del periodo de gestación. Por el contrario, en el presente estudio se obtuvo una cadencia cada vez mayor a medida que avanzaba el embarazo. Esto podría deberse a las diferencias individuales de cada sujeto que se ha analizado.

Carreras, Guiralt, del Pozo, & de Sostoa (1995) añaden que la lordosis lumbar unida a la proyección hacia atrás de la cabeza y el tronco de la embarazada como forma de compensación, provoca al mismo tiempo un cambio en la marcha que hace que sea más lenta y pesada, separando los pies para aumentar el equilibrio y basculando el cuerpo lateralmente, sobre todo en las últimas semanas del embarazo. De la misma manera, McCrory, Chambers, Daftary, & Redfern (2014) encontraron un movimiento lateral mayor del tronco durante cada zancada. Argumentan que las mujeres embarazadas del tercer trimestre demostraron una mayor translación lateral del tronco y remarcan que este movimiento lateral está relacionado con el incremento de la anchura de paso.

Tal y como describen estos estudios, los datos de la anchura de paso en el presente estudio también muestran un aumento del segundo al tercer trimestre en las mujeres gestantes. Chamberlin y otros (2005) (citado por McCrory, Chambers, Daftary, & Redfern, 2014) afirma que este incremento del ancho de paso aparece como mecanismo compensatorio para aumentar la estabilidad frontal y disminuir el riesgo de caída. Sin embargo, a pesar del aumento de la anchura de paso, el movimiento

lateral del centro de gravedad no describe un aumento como en el estudio de McCrory, Chambers, Daftary, & Redfern (2014). Tampoco se observa un aumento del movimiento céntrico caudal del centro de gravedad, con valores de aproximadamente 44 mm, cercanos a los valores normales de 50 mm que justifica Sanchez y otros (1999).

El tiempo de apoyo, que viene definido por el tiempo de apoyo simple y el tiempo de apoyo doble, tiende a disminuir a medida que avanza el embarazo. Esto se produce por la disminución del tiempo de apoyo simple y del tiempo de apoyo doble que se ve reflejado en los datos recogidos de la muestra. Esto, a su vez, influye en la disminución de tiempo de zancada o ciclo de la marcha. El ciclo de la marcha comprende el tiempo de apoyo y el tiempo de oscilación. Este último también tiende a disminuir a medida que avanza el embarazo, por lo cual, se puede deducir que la reducción del tiempo del ciclo de la marcha se debe a la disminución conjunta de las dos componentes que lo forman (tiempo de apoyo y tiempo de oscilación). Debido a que el tiempo de zancada disminuye, el tiempo de paso disminuye del mismo modo, ya que, la zancada se compone de dos pasos consecutivos. Además, los porcentajes del apoyo y de la oscilación en el ciclo no varían de un trimestre a otro y se mantienen en los valores que Viel y Plas (2002) describen como normales (60% para el apoyo y 40% para la oscilación). Por lo tanto, se observa que los tiempos de los diferentes eventos en un ciclo de la marcha disminuyen en la misma proporción a medida que progresa el embarazo.

5.2 Variables cinemáticas

Perry (1992) en su descripción de los parámetros de la marcha, describe el rango de angulación de la pelvis en el plano sagital como 7° de movimiento. Los datos de las mujeres embarazadas recopilados por trimestres reflejan un aumento de los grados de movimiento del segundo al tercer trimestre. Sin embargo, alcanzan valores menores en los dos trimestres a los descritos como patrón normal de la marcha por Perry (1992), siendo estos valores de una media de 3,03° para el segundo trimestre y 4,93° para el tercer trimestre. Esto se podría justificar con el aumento del volumen abdominal que limita el movimiento de retroversión pélvica y, por lo tanto, reduce el

rango de movimiento de la pelvis en el plano sagital. Los valores de anteversión máxima de la pelvis reflejan un aumento de la angulación de la pelvis en el tercer trimestre de embarazo, en comparación al segundo trimestre de embarazo, siendo estos de 23,5° y 28,3° respectivamente. En relación con las conclusiones de Arboleda, Gallo, & Molina (2005), que justifican esta anterioridad iliaca con el incremento de peso en la región anterior del abdomen.

Los valores de la muestra del movimiento frontal de la pelvis se encuentran entre 14° y 15° en ambos trimestres del embarazo, mientras que Perry (1992) describe como valores normales 4° de caída pélvica. Sin embargo, los datos recogidos del movimiento transversal de la pelvis se mantienen durante los dos trimestres con valores de 10°-11°, iguales a los descritos como patrón normal por Perry (1992).

Los valores recogidos para la flexión máxima de cadera aumentan del segundo al tercer trimestre del embarazo. La flexión mínima (extensión máxima) alcanzada es mayor en el tercer trimestre (4,01°) que en el segundo (0,88°), y los valores de este último, a su vez, también sean menores que los valores normales (-15°) descritos por Johnson y Smidt (citados por Viel y Plas, 2002). Además, también aumenta la flexión mantenida en el contacto inicial del talón con el suelo. Esto da lugar a que durante todo el ciclo de la marcha se mantenga una flexión de cadera mayor que en la marcha normal, y a su vez, mayor en el tercer trimestre que en el segundo trimestre. Este aumento de la flexión de cadera durante la totalidad del ciclo de la marcha, se produce fundamentalmente por la mayor anteversión de la pelvis a medida que avanza el embarazo, ya que cambia la angulación inicial entre la pelvis y la cadera. Se observa que el momento del ciclo en el que estos movimientos tienen lugar, no varían de un trimestre a otro, ni se diferencian de los valores normales.

En la rodilla se observa un aumento del segundo al tercer trimestre de la flexión en el momento del contacto inicial con el suelo. Se podría explicar este mantenimiento de la flexión de la rodilla como un mecanismo de defensa automático para aumentar la amortiguación en el momento de contacto del talón con el suelo debido al aumento de peso considerable en el periodo de gestación.

A su vez, en el momento de despegue del pie para comenzar con la fase de oscilación, se muestra un aumento de la flexión plantar. En este mismo momento, existe una disminución de la flexión mínima (extensión máxima) de cadera con respecto a los valores normales, que podría limitar el empuje que se efectúa en el despegue para avanzar. Esta flexión plantar podría surgir como compensación para poder conseguir el empuje necesario para el despegue y el avance del miembro oscilante.

6. Conclusiones

En el periodo de gestación la mujer sufre cambios anatómicos que provocan en ella unas adaptaciones. Los cambios más característicos y desencadenantes principales de las adaptaciones son el aumento del volumen abdominal y el aumento del peso corporal. Esto provoca una mayor anteversión de la pelvis para aumentar el volumen abdominal y una prominente lordosis lumbar a consecuencia. Esto, a su vez, hace que la pelvis tenga un rango de movimiento menor y que se mantenga una flexión de cadera mayor durante todo el ciclo. Se reduce, por tanto, la extensión de cadera durante el despegue y por ello, como ayuda compensatoria, aparece una flexión plantar para aumentar el empuje. Además, el aumento de peso produce la aparición de una flexión de rodilla en el momento del contacto del talón con el suelo, como mecanismo de amortiguación.

Por otro lado, se observa un aumento de la anchura de paso para aumentar la estabilidad frontal y disminuir el riesgo de caída. Sin embargo, el aumento de la velocidad del segundo al tercer trimestre se provocado por el aumento de la cadencia, y la disminución de los tiempos de los diferentes eventos del ciclo de la marcha, son variables que no se han podido relacionar con el embarazo y que se deben a diferencias individuales.

6.1 Limitaciones del estudio

El estudio cuenta con unas limitaciones que hacen que los resultados varíen en función de diferentes condiciones. El escaso número de sujetos para la muestra hace que no se puedan separar, en algunas variables, las diferencias en el patrón de la marcha ocasionadas por los cambios anatómicos durante el embarazo o por las particularidades individuales de cada sujeto. Además, la limitación del tiempo del estudio hace que no se hayan podido registrar los valores normales previos al embarazo, y con ello, haber tenido valores de referencia de cada uno de los sujetos. Por ello, algunos datos pueden verse influenciados por parámetros independientes al embarazo. Otro factor influyente en el análisis podría ser el hecho de realizar las

pruebas en el laboratorio, al encontrarse la muestra en un medio desconocido e inusual.

7. Referencias

- Arboleda, R., Gallo, L. E., & Molina, N. C. (2005). *Motricidad y gestación*. Kinesis.
- Arteaga, L. M. (2007). Biodanza y gestación: una propuesta integradora de vida. En D. d. Cevallos, & N. C. Molina, *Educación corporal y salud: Gestación, infancia y adolescencia* (págs. 113-131). Funámbulos Editores.
- Barakat, R. (2007). Ejercicio físico durante el embarazo. Programas de actividad física en gestantes. En D. d. Cevallos, & N. C. Molina, *Educación corporal y salud: Gestación, infancia y adolescencia* (págs. 65-95). Funámbulos Editores.
- Bihotza. *Salud y energía*. (2012). Obtenido de http://bihotzasaludyenergia.blogspot.com.es/2012_06_01_archive.html
- Carreras, M., Guiralt, E., del Pozo, J., & de Sostoa, M. (1995). *Embarazo y deporte*. Alianza Editorial.
- eFisioterapia.net*. (2001-2015). Obtenido de <http://www.efisioterapia.net/articulos/hidroterapia-durante-embarazo>
- Forczek, W., & Staszkiwicz, R. (2012). Changes of kinematic gait parameters due to pregnancy. *Bioengineering and Biomechanics*.
- McCrory, L., Chambers, A. J., Daftary, A., & Redfern, M. S. (2014). The pregnant "waddle": An evaluation of torso kinematics in pregnancy. *Journal of Biomechanics*.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis. Normal and Pathological Function*. SLACK Incorporated.
- Plas, F., Viel, É., & Blanc, Y. (1996). *La marcha humana: cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica*. Masson.

- Sanchez, J. J., Prat, J. M., Hoyos, J. V., Viosca, E., Soler, C., Comín, M., y otros. (1999). *Biomechanica de la Marcha Humana Normal y Patológica*. Instituto de Biomecánica de Valencia.
- Saucedo Romero, M. A. (2009). Valoración de la Marcha Humana. *Tesis*.
- Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of human gait*. Kiboho Publishers.
- Viel, É. (2002). *La marcha humana, la carrera y el salto: biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones*. Masson.
- Voxcorpore. (2013). Obtenido de <http://www.voxcorpore.com/terapia-craneosacral-para-embarazadas/>
- Wu, W., Meijer, O. G., Lamothe, C. J., Uegaki, K., Van Dieën, J. H., Wuisman, P. I., y otros. (2004). Gait coordination in pregnancy: transverse pelvic and thoracic rotations and their relative phase. *Clinical biomechanics*.
- Yoo, H., Shin, D., & Song, C. (2014). Changes in the spinal curvature, degree of pain, balance ability, and gait ability according to pregnancy period in pregnant and nonpregnant women.

8. Anexos

Anexo I

Tabla de recogida de datos

Fecha:	Cod.
--------	------

Nombre y Apellidos:	
Peso	Fecha de nacimiento:
Altura	Observaciones:
Inter-asis distance	

		Izquierda	Derecha
Asis trocanter distance (cm)			
Longitud Pierna (cm)			
Anchura Rodilla (cm)			
Anchura Tobillo (cm)			
Distancia marcadores pie (puntera-talón) (cm)	Puntera		
	Talón		

Observaciones:

Anexo II

Consentimiento informado



CONSENTIMIENTO INFORMADO ANÁLISIS DE LA MARCHA

El presente estudio se realizará en las instalaciones del **Laboratorio de Biomecánica Deportiva** en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, Universidad Politécnica de Madrid, en el contexto de trabajo final de grado.

De acuerdo con las directrices éticas dictadas en la Declaración de Helsinki enmendadas en la 59ª Asamblea General de la AMM en Seúl, octubre 2008, la Ley 14/2007, de 3 de julio, de Investigación Biomédica, Convenio de Oviedo relativo a los Derechos Humanos y la Biomedicina (1997), se detalla la intervención y posibles riesgos que conlleva la participación en este proyecto:

El estudio consistirá en una grabación del patrón de la marcha mediante fotogrametría 3D, con 6 cámaras infrarrojas. Para ello se colocarán en puntos anatómicos específicos, mediante cinta adhesiva hipoalergénica, una serie de marcadores reflectantes que serán recogidos por las cámaras infrarrojas. Ni la colocación de los marcadores ni las cámaras serán en ningún modo perjudiciales para los sujetos.

Los daños posibles se podrán producir por caídas improbables durante la realización de las mediciones.

Yo D/Dª siendo conocedor de los riesgos e implicaciones que conlleva la participación en el presente estudio, autoriza la realización de las pruebas detalladas sobre mi persona, por el Laboratorio de Biomecánica Deportiva, eximiendo de toda responsabilidad y renunciando a ejercer acciones legales contra dicha entidad o personal del mismo.

Estos datos están sujetos al tratamiento automatizado a que se refiere la Ley Orgánica 15/1999, del 13 de diciembre, sobre la Protección de Datos de Carácter Personal, el R.D. 1720/2007, de 21 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento de desarrollo de dicha Ley, siendo los resultados de las mismas confidenciales, y permito que se traten los datos con la única finalidad científica, en tanto se respeten la confidencialidad y anonimato de los datos, y la cesión y el tratamiento se efectúe previo procedimiento de disociación, de forma que no puedan ser expuestos en relación con mi persona.

En Madrid a.....de.....2015

Firma Interesado (o representante legal):

Firma Responsable del Proyecto:

Fdo.: Dña. María Gómez Jiménez

Para ejercer su derecho a información, rectificación y anulación de sus datos, deberá ponerse en contacto con la profesora responsable del proyecto Dña. María Gómez Jiménez, a través del teléfono 913364027 o vía email a maria.gomez@upm.es.

